



**University of
Zurich**^{UZH}

**Zurich Open Repository and
Archive**

University of Zurich
University Library
Strickhofstrasse 39
CH-8057 Zurich
www.zora.uzh.ch

Year: 2010

Ein Patient - mehrere Möglichkeiten

Stawarczyk, B ; Ramel, C ; Sapina, B ; Hämmerle, C H F

Abstract: In diesem ausführlichen Bericht wird ein Patient mit einer Frontzahnkrone auf Zahn 11 versorgt. Hierzu werden eine konventionelle Metallkeramikkrone und zwei Vollkeramikkrone angefertigt – eine davon basiert auf Presskeramik (Glaskeramik), die andere auf Zirkoniumdioxid. Das Ziel dieses Vorgehens ist, die für diesen Patienten beste Lösung herauszufinden. Der Schwerpunkt der Entscheidungskriterien wird dabei auf die Ästhetik gelegt, denn die Material- und Methodenvielfalt macht die Entscheidung nicht einfach. Somit schließen sich Fragen an, wie: Welche Parameter müssen berücksichtigt werden? Benötigen wir überhaupt eine derartig große Palette an Werkstoffen? Die klinischen und materialkundlichen Aspekte, Herstellungsschritte sowie Wahlkriterien werden in dem vorliegenden Beitrag ausführlich vorgestellt und diskutiert.

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich

ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-35218>

Journal Article

Published Version

Originally published at:

Stawarczyk, B; Ramel, C; Sapina, B; Hämmerle, C H F (2010). Ein Patient - mehrere Möglichkeiten. Dental dialogue, 11(6):46-72.

Mehrere Rekonstruktionsmöglichkeiten eines Patientenfalls – eine eingehende Betrachtung

Ein Patient – mehrere Möglichkeiten

Ein Beitrag von Dipl.-Ing. Bogna Stawarczyk, MSc, Dr. Christian Ramel, Belinda Sapina, Prof. Dr. Christoph Hämmerle, alle Zürich/Schweiz

In diesem ausführlichen Bericht wird ein Patient mit einer Frontzahnkrone auf Zahn 11 versorgt. Hierzu werden eine konventionelle Metallkeramikkrone und zwei Vollkeramikkronen angefertigt – eine davon basiert auf Presskeramik (Glaskeramik), die andere auf Zirkoniumdioxid. Das Ziel dieses Vorgehens ist, die für diesen Patienten beste Lösung herauszufinden. Der Schwerpunkt der Entscheidungskriterien wird dabei auf die Ästhetik gelegt, denn die Material- und Methodenvielfalt macht die Entscheidung nicht einfach. Somit schließen sich Fragen an, wie: Welche Parameter müssen berücksichtigt werden? Benötigen wir überhaupt eine derartig große Palette an Werkstoffen? Die klinischen und materialkundlichen Aspekte, Herstellungsschritte sowie Wahlkriterien werden in dem vorliegenden Beitrag ausführlich vorgestellt und diskutiert.

Einleitung

Aufgrund der Vielfalt an Werkstoffen, die der restaurativen Zahnheilkunde und somit der Zahntechnik für prothetische Rekonstruktionen zur Verfügung stehen, können Patienten auf unterschiedlichen Wegen, mit unterschiedlichen Technologien sowie unterschiedlichen Werkstoffen versorgt werden. Allerdings sind nicht alle Materialien für alle klinischen Indikationen geeignet. Aus materialkundlicher Sicht muss bei der Herstellung nicht nur die Verarbeitung der Materialien berücksichtigt werden, sondern auch – um die Langzeitstabilität gewährleisten zu können – die mechanischen Eigenschaften der jeweiligen Werkstoffgruppen. Zudem spielt die Kompatibilität der Gerüstwerkstoffe mit

den Verblendmaterialien eine entscheidende Rolle. Der Zahntechniker muss daher vor der Herstellung der Rekonstruktion die Wünsche des Patienten und die Diagnose des Zahnarztes kennen.

Um zu verdeutlichen, wie die Materialwahl diskutiert und eruiert werden sollte, wurde für diesen Beitrag ein Fall ausgewählt, bei dem ein relativ junger Patient mit einer Frontzahnkrone versorgt werden soll. Der Patient war mit dem Wunsch nach einer ästhetischeren Erscheinung seiner oberen Front in die Klinik überwiesen worden. Die Ausgangssituation war das Resultat eines Traumas, das Jahre zurückliegt. Die Zähne 11 und 12 wiesen keinerlei Substanzdefekte auf und waren schwach vital, die Obliteration der Pulpen führte aber zu einer offensichtlichen Farbver-

änderung. Zahn 12 entsprach A3, Zahn 11 der Zahnfarbe A4 (Abb. 1a bis c).

Die unbeschädigte Gegenseite weist sehr helle Grundfarben (Zahn 21 A1, 22 A2) auf (Abb. 2a und b). Somit war der Farbunterschied zwischen den beiden zentralen Schneidezähnen eklatant (3 Farbstufen). Zwischen den lateralen Schneidezähnen war dieser weniger ausgeprägt (knapp mehr als eine Farbstufe). Um die Aufhellung des Zahns 11 zu erreichen, war nach Absprache mit der Zahntechnikerin eine Überkronung indiziert. Zahn 12 sollte über ein isoliertes externes Home Bleaching mithilfe einer Schiene auf die gewünschte Helligkeit gebracht werden.

Ein derartiger Fall stellt eine große Herausforderung für den Zahnarzt und den Zahntechniker dar, denn hier ist

Indizes

- Ästhetik
- Bruchlast
- Einzelkrone
- Frontzahnkrone
- Glaskeramik-Krone
- Lichtdurchlässigkeit
- Verbundfestigkeit
- VMK-Krone
- Zirkoniumdioxid-Krone

Kategorie

Material- und verfahrenstechnische Betrachtung



Abb. 1a bis d Die Ausgangssituation des Patienten. Zahn 11 war schwach vital. Die Obliteration der Pulpen führte zu einer Farbveränderung, jedoch wies der Zahn keinerlei Substanzdefekte auf



Abb. 2a und b Bei der Farbwahl für die definitive Versorgung ergab sich, dass Zahn 11 einer A4 und Zahn 21 einer A1 entsprach (VITAPAN classical Farbskala)

Hinweis

Bogna Stawarczyk wird im Rahmen des CAD 4 practice Kongresses, der am 23. Oktober 2010 im Florian Stadl des Kloster Andechs statt findet, über CAD/CAM-Materialien 4 practice referieren.

Literatur

Die Literaturliste finden Sie unter www.teamwork-media.de in der linken Navigationsleiste unter „Journale online“

nicht nur die Stabilität der Werkstoffe gefragt, sondern vor allem, da es sich um eine Rekonstruktion eines Einzelzahns im Frontzahnbereich handelt, die Reproduktion der natürlichen Ästhetik.

Gegossen – geschichtet – VMK

Heute entscheidet man sich aufgrund der guten Biokompatibilität und den vorteilhaften ästhetischen Aspekte der Vollkeramik immer häufiger gegen die Metallkeramikkronen (ab hier mit VMK abgekürzt). Doch die VMK gehört seit mehr als 50 Jahren zum „Tagesgeschäft“ eines Zahntechnikers. Die VMK-Technik hat sich bewährt und ist immer noch der „Goldstandard“. Viele klinische Studien berichten von sehr guten Langzeitstabilitäten [22, 23, 24].

Die Technik ist weit reichend erforscht und die Herstellungsschritte sind einem Zahntechniker gut bekannt, sodass sehr stabile, passgenaue und ästhetisch gute Rekonstruktionen erzielt werden können. Auch die klinischen notwendigen Arbeitsschritte für eine VMK-Versorgung, wie etwa das Präparieren des Zahns, sind für viele Zahnärzte erprobt und häufig einfacher. Zusätzlich kann die VMK-Krone ohne Trockenlegung einfach und schnell mit einem opaken Glasionomermertement befestigt werden.

CAD/CAM – gefräst – Zirkoniumdioxid

Vor mehr als 20 Jahren wurde von Prof. Mörmann und Dr. Brandestini eines der ersten CAD/CAM-Systeme, das CE-

REC entwickelt. Damit wurde die Tür für hochfeste vollkeramische Rekonstruktionen geöffnet. Zunächst wurde das System für das Formschleifen von Inlays- und Onlays eingesetzt. Bereits nach kurzer Zeit war es mit dieser Schleifeinheit auch möglich, Kronen und Brücken herzustellen. Mittlerweile sind sehr viele CAD/CAM-Systeme auf dem Markt. Für den Techniker ist es kaum möglich, den Überblick zu bewahren. Quasi in jedem Quartal tauchen neue Systeme auf. Viele davon bestehen aus ähnlichen Komponenten, wie zum Beispiel dem Scanner oder der Software [12].

Aber nicht nur die Systeme, sondern auch die Herstellungsschritte einer CAD/CAM-Rekonstruktion können sehr individuell gewählt werden. Bereits nach der



Abb. 3
Da auf Basis der Situation eine VMK-, eine ZrO₂- und eine Glaskeramik-Krone angefertigt werden sollten, wurde eine zirkuläre, innen abgerundete Schulter präpariert



Abb. 4a und b
Als Zwischenlösung wurde ein Direktprovisorium eingesetzt

Präparation der Stümpfe kann der Zahnarzt die Entscheidung treffen, ob er die Situation entweder mit einer Intraoral-Kamera oder auf konventionelle Art und Weise abformt. Auch der Zahn-techniker hat anschließend die Wahl, entweder die Rekonstruktion selbst am Bildschirm zu modellieren oder das modellierte Objekt an ein Fräszentrum zur weiteren Bearbeitung zu senden. Das Formschleifen des Gerüsts kann ebenfalls im Labor oder extern stattfinden (dezentral oder zentral). Somit sind mehrere Wege möglich und der Zahnarzt sowie der Techniker können den für sie idealsten Weg wählen.

Gepresst – geschichtet – Presskeramik

Die dritte sehr bekannte Technik ist das Pressen. Bei den presstechnisch zu verarbeitenden Materialien handelt es sich überwiegend noch um die Werkstoffklasse der Glaskeramiken. In diesem Fall spricht man ebenfalls von vollkeramischen Restaurationen. Für eine individuelle Krone wird oftmals nur das anatomisch verkleinerte Gerüst gepresst und mit niedrigschmelzenden Verblendkeramiken anschließend die individuelle Ästhetik aufgebaut.

Patientenfall

Für den vorliegenden Patientenfall wurden alle drei zuvor beschriebenen Technologien angewendet und eine VMK-, eine Zirkoniumdioxid- und eine Glaskeramik-Krone hergestellt. Anschließend sollte entschieden werden, welche der drei Kronen aus ästhetischen Gründen das optimale Resultat liefert und welche der Materialklassen für diesen Fall zuverlässig sind.

Im ersten Schritt, bereits vor dem Präparieren des Zahns, wurde in enger Zusammenarbeit zwischen dem Zahnarzt und dem Zahntechniker die Farbe der Zähne bestimmt (vgl. Abb. 2a und b). Zu diesem Zeitpunkt wurde die Schwierigkeit des Falls ersichtlich, da die Zähne im ersten Quadranten wesentlich dunkler (VITAPAN classical Farbskala A3 und A4) als die im zweiten (VITAPAN classical Farbskala A1 und A2) waren. Der Zahn 11 wurde im Sinne einer anatomischen Reduktion mit einer zirkulären, innen abgerundeten Schulter präpariert, die bukkal 0,5 mm subgingival gelegt wurde (Abb. 3). Diese Präparationsform ermöglichte es, sowohl eine konventionelle wie auch eine Vollkeramikrekonstruktion (Gerüst aus Zirkoniumdioxid und Glaskeramik) herzustellen.

Daher musste man sich nicht bereits während des Präparierens für eines der drei Technologie- und Materialkonzepte entscheiden.

Im nächsten Schritt wurde eine Abformung mit der Doppelfadentechnik vorgenommen. Bei der Abformnahme handelte es sich um eine Doppelmischabformung. Das heißt, das Material besteht aus zwei Komponenten, die vor dem Applizieren durch Mischen der beiden Komponenten aktiviert werden. Das niedrigvisköse Abformmaterial wurde nach der Entfernung des zweiten, dickeren Fadens blasenfrei und dicht um den präparierten trockenen Zahn sowie die restlichen Zähne gespritzt. Dadurch wird gewährleistet, dass die Situation einwandfrei wiedergegeben wird.

Das Anmischen des hochviskösen Anteils erfolgte in einem speziellen Anmischgerät für Zweiphasen-Abformmaterialien und wurde in den Abformlöffel gefüllt. Nach insgesamt 7 Minuten Verarbeitungs- und Abbindezeit wurde die Abformung aus dem Mund des Patienten entfernt und anschließend desinfiziert.

Die Dentinwunde wurde mit Glutaraldehyd desensibilisiert und mit einem Direktprovisorium aus Komposit abgedeckt (Abb. 4). Da es sich um einen Versicherungsfall handelte und die Thera-

Abb. 5
Hier ist die Einprobe
des Wax-ups dar-
gestellt



Abb. 6
Das ausgegossene
Meistermodell zur
Herstellung der drei
Kronen-Arten: VMK,
ZrO₂ und Press-
keramik



Abb. 7
Vor der Modellation
der Krone wurde die
Präparationsgrenze
modelliert



pie „einfach, wirtschaftlich und zweckmäßig“ gehalten werden musste und kaum Formveränderungen vorgesehen waren, wurde kein höchästhetisches und sehr aufwändiges Eierschalenprovisorium hergestellt. Zementiert wurde mit einem eugenolfreien, provisorischen Zement.

Die Abformung wurde ausgegossen und auf dem Meistermodell ein diagnostisches Wax-up angefertigt. Ziel des Wax-ups war und ist es, die endgültige Form der Rekonstruktionen zu definieren. Diese sollte, abgesehen von einer minimalen Kürzung der Inzisalkante, der ursprünglichen Zahnform möglichst nahe kommen. Die Außenkontur des Wax-ups wurde mit einem Zweiphasen-Knetsilikon in einer Schablone festgehalten. Diese Schablone war bei späteren Herstellungsschritten hilfreich. Schließlich sollten die drei Kronentypen letztendlich die gleiche Form aufweisen.

Nach Ablauf der Rückstellzeit von einer Stunde wurde die Abformung erneut ausgegossen. Das heißt, die Abformung kann, wenn beim vorangegangenen Ausgießen kein Material ausgerissen wurde, mehrmals ausgegossen werden – auch mehrere Tage später. Das Abformmaterial verhält sich zu allen Modellwerkstoffen neutral und kann mit allen Gip-

sen und Kunststoffen – eventuell unter Zuhilfenahme von Isolierungsmitteln – ausgegossen werden.

Aus diesem Grund wurde das Oberkiefermodell mit einem zweiteiligen (Basis- und Katalysatorpaste), chemisch härtenden Polyurethanharz ausgegossen. Die Katalysatorpaste besteht aus Isocyanaten und die Basispaste aus Polyol. Die beiden Pasten werden in einem Mischungsverhältnis 5:1 (Base : Katalysator) angerührt. Die Abformung wurde, bevor sie mit dem Polyurethanharz ausgegossen wurde, gesäubert und getrocknet. Anschließend erfolgte eine Behandlung der Abformung mit einem systemimmanenten Isolier-Spray. Nach dem Ausgießen kam das Modell zum Aushärten für 15 Minuten in einen Drucktopf. Da die Viskosität dieses Kunststoffs sehr niedrig ist und leicht aus der Abformung ausfließt, wurde der Rand der Abformung mit Modellierwachs erhöht. Diese Eigenschaft ist zum guten Ausgießen einer Abformung gezielt entwickelt worden. Aus dem ausgegossenen Modell wurde ein Meistermodell nach Langner hergestellt (Abb. 6).

Damit das Heraussägen und die anschließende Entnahme des präparierten Kunststoffstumpfs möglich waren, wur-

de das ausgegossene Modell palatal/oral ausgefräst. Pro herausnehmbaren Bereich wurden mit einem Laserpinbohrgerät in der Folge je zwei Löcher für die später einzuklebenden Pins mit Hülsen gebohrt. Mit einer Gips-gegen-Gips-Isolierung wurde der Sägekranz vor dem Sockeln im Förmchen isoliert. Die Einbettung erfolgte in einer dafür bestimmten Gummiform. In dieser wurde unten ein Magnet positioniert, der nach dem Aushärten des Gipses im Sockel blieb und für die Fixierung der Modelle im Artikulator zuständig war. Der Klasse IV Gips wurde zuerst auf einem Rüttler auf die Pins und in die Gummiform gelegt und anschließend das Sägemodell in der Gummiform positioniert. Aus der Unterkieferabformung wurde Model aus Gips Klasse IV hergestellt und mithilfe eines Bisses im Mittelwertartikulator positioniert. Zum Artikulieren wurde Artikulationsgips verwendet. Anschließend erfolgt die Anzeichnung der Präparationsgrenze mit einem graphitfreien Farbstift (Abb. 7). Diese Farbmarmarkierung wurde so dünn wie möglich gehalten, damit genau erkennbar war wo die Präparationsgrenze endet. Das Anzeichnen der Präparationsgrenze ist für die Ausführung der Wachsmodellation im Randbereich wichtig. Im Anschluss

wurde der Stumpf mit Platzhalterlack lackiert. Der Platzhalterlack sollte beim späteren Zementieren der Krone im Mund den notwendigen Platz für die Zementschichtstärke garantieren. Dies gilt jedoch nicht für den Rand und die Schulter- beziehungsweise den Stufenbereich der Krone, wo das Gerüstobjekt so eng wie möglich auf dem Stumpf anliegen muss. Aus diesem Grund wurde der Platzhalterlack nur oben am Stumpf aufgetragen. Diese Modelle galten für alle drei Rekonstruktionsarten als Ausgangssituation.

Herstellungsschritte der Kronen: Konventionelle VMK-Krone

Der mit Stumpfack versehene Einzelstumpf aus Kunststoff wurde vor dem manuellen Aufwachsen (Wachsmesser) gegen Wachs isoliert. Vor dem Auftragen des Wachses, wurde der Stumpf mit einem Föhn erwärmt. Dadurch zerfloss das aufgetragene Wachs gleichmäßig. Das Gerüst wurde anatomisch modelliert, wobei darauf geachtet wurde, dass die Wachsstärke mindestens 0,3 bis 0,4 mm betrug. Mithilfe des vom Wax-up angefertigten Silikonschlüssels wurde kontrolliert, ob für die Verblendkeramik genügend Platz vorhanden war. Prämisse war es, dass die Schichtstärke der Verblendkeramik möglichst gleichmäßig und nicht zu dick ausfallen würde. Die Modellation des Gerüsts erfolgte sehr sorgfältig, da eine gute Passgenauigkeit zwischen dem Gussteil und dem präparierten Stumpf eine wesentliche Voraussetzung dafür ist, um den Patienten vor einer Sekundärkaries zu schützen und die Plaqueanlagerung zu reduzieren. Die Passgenauigkeit im Randbereich stellte sich aufgrund der Wachseigenschaften als nicht ausreichend dar und musste daher mit Zervikalwachs neu angeschwemmt werden. Die Modellation erfolgte mit rückstandslos verbrennbarem, organischem Wachs. Die exakte Modellation des Gerüstrands diente der Rückkontrolle nach dem Ausgießen. Der Zervikalrand des Gerüsts wurde später weggeschliffen. Denn um ein ästhetisch bestmögliches Resultat zu erhalten, sollte die Krone mit einer zirkulären Keramikschulter versehen werden.

Anstiften des Gerüsts

Der direkt an der Inzisalkante des Gerüsts angebrachte Gusskanal wurde so angestiftet, dass die Schmelze den Hohlraum auf direktem Weg erreichen und ausfüllen konnte, ohne frühzeitig zu erstarren. Dabei wurde darauf geachtet, dass das zu gießende Teil so in der Muffel platziert war, dass es außerhalb der Hitzezone (thermisches Zentrum) lag. Des Weiteren wurde beachtet, dass der Kronenrand, generell die dünnen Anteile einer Modellation – in Richtung Muffelwand zeigten und der Abstand zu diesem mindestens 5 mm betrug.

Vor dem Einbetten wurde das Legierungsgewicht zum Gießen der Rekonstruktion bestimmt. Dazu wurde das spezifische Gewicht der Legierung (siehe Herstellerangaben) sowie das Gewicht der Wachsmodellation benötigt. Indem man beide Komponenten miteinander multipliziert, erhält man das Gewicht der benötigten Legierungsmenge.

Einbetten des Gussobjekts

Zum Einbetten wurde eine 3er Muffel gewählt und mit einem Muffelfließ ausgekleidet. Das Fließ hat die Aufgabe, die in der Muffel entstehenden Expansionen und Kontraktionen der Einbettmasse auszugleichen.

Zur Einbettung und somit der Erzeugung der Hohlform für die Edelmetall-Legierung (ab hier EM-Legierung) wurde eine phosphatgebundene, graphitfreie Einbettmasse verwendet. Diese Einbettmasse setzt sich aus Quarz, Cristobalit, Monoammoniumdihydrogenphosphat und Magnesiumoxid mit anorganischen Farbstoffen, wie Zink-, Eisen- und Chromoxid, zusammen und kann auf bis zu 1100 °C erhitzt werden. Es handelt sich dabei um eine Universaleinbettmasse für die edelmetall- und edelmetallfreie Kronen- und Brückentechnik. Sie kann im Normal- sowie im Speedverfahren aufgeheizt und vergossen werden.

Die Einbettmasse wurde nach Herstellerangaben im Mischverhältnis 100 g Pulver zu 25 ml Einbettflüssigkeit angesetzt und 60 Sekunden lang unter Vakuum angemischt. Das Anmischverhältnis muss – um eine exakte Passung zu erreichen – sorgfältig eingehalten werden.

Die Expansion der Einbettmasse kann neben der Anmischkonzentration durch weitere Faktoren beeinflusst werden, wie zum Beispiel die Lagerungstemperatur der Einbettmasse (Pulver sowie der Flüssigkeit), die Mischzeit und Mischintensität sowie die Aushärtung der Einbettmasse unter Druck. Diese Faktoren zählen zu den Erfahrungswerten des Zahntechnikers und dessen individuellen Arbeitsweisen und müssen im Voraus erprobt und bekannt sein.

Die angemischte Masse wurde zuerst ohne Rüttler bis zur Krone eingelassen. Dann konnte unter Verwendung einer Sonde das Gussobjekt bei kleiner Rüttlerstufe aufgefüllt und letztendlich die Muffel ohne zusätzliches Nachrütteln bis oben hin ausgegossen werden. Anschließend wurde die Muffel für 15 Minuten im Drucktopf ausgehärtet. Die Zeitangaben wurden exakt eingehalten, denn eine Verlängerung der Druckeinbettung kann die Abbindeexpansion behindern.

Vorwärmen der Gussmuffel

Die Muffel wurde im Speedverfahren aufgeheizt und im Schnellguss vergossen. Dabei wurde der Ofen auf 850 °C vorgewärmt und die Muffel direkt aus dem Drucktopf mit dem Gusstrichter nach unten in den vorgewärmten Ofen eingestellt. Während der ersten 15 Minuten blieb die Umluft und Absaugung ausgeschaltet und der Ofen durfte nicht geöffnet werden (Verpuffungsgefahr). Nach der Vorwärmzeit von 60 Minuten war die Muffel gießbereit.

Gießen der Muffel

Gegossen wurde mit offener Flamme in einem Schleudergussgerät (Abb. 8). Da es sich um eine hochgoldhaltige Legierung handelt, wurde ein Graphittiegel benötigt. Darin ist die Legierung, vor den im Tiegel entstehenden Kohlenoxiden, vor Oxidation und Abbrand geschützt. Damit es nicht zu einer Zulegierung der verwendeten EM-Legierung kommt, wurde darauf geachtet, dass der Tiegel sauber ist. Eine ungewollte Zulegierung könnte die Korrosionsbeständigkeit einer Legierung negativ beeinflussen. Bei der EM-Legierung handelt es sich – laut Nomenklatur des Herstellers – um



Abb. 8 Die hochgoldhaltige Legierung wurde für das Gerüst der VMK-Krone mit offener Flamme geschmolzen



Abb. 9 Die ausgegossene Muffel wurde langsam abgekühlt



Abb. 10 Beim Ausbetten des Gussobjekts ist Vorsicht geboten. Statt mit dem Hammer wird die Einbettmasse grob mit der Ausbettzange entfernt



Abb. 11 Hier ist die ausgebettete Krone vor dem Sandstrahlen dargestellt

Tab. 1 – Zusammensetzung der Legierung

Estheticor special Zusammensetzung in Gew.%

Ir	Ag	Au	Cu	Fe	In	Pd	Pt	Re	Sn
0,1	1,2	77,3	0,3	0,2	1,5	8,9	9,8	0,2	0,5

Tab. 2 – Mechanische Eigenschaften der Legierung

Estheticor special – Physikalische und mechanische Eigenschaften

Schmelzintervall	1 160-1 275 °C			
Dichte	18 g/cm ³			
E-Modul	106 GPa			
WAK (25-500 °C)	3,7 µm/m*°C			
WAK (25-600 °C)	13,9 µm/m*°C			
Farbe	blasgelb			
	Nach dem Guss	Nach dem Brand	weich	ausgehärtet
Härte HV5	185	200	110	215
Zugfestigkeit (Rm)	605 MPa	635 MPa	400 MPa	630 MPa
0,2 % Dehngrenze (Rp 0,2%)	455 MPa	490 MPa	185 MPa	495 MPa
Bruchdehnung	8,0 %	8,0 %	22,5 %	6,0 %



Abb. 12 Das gegossene Gerüst wird sandgestrahlt ...



Abb. 13 ... und der Gusskanal abgetrennt



Abb. 14 Um ein Maximum an Ästhetik zu erhalten, sieht das Gerüst eine Keramikschulter vor



Abb. 15 Das abgestrahlte Gerüst ist bereit für den Oxidbrand

eine aufbrennfähige, hochgoldhaltige Legierung. Die Zusammensetzung ist der Tabelle 1 und die mechanischen Eigenschaften sind der Tabelle 2 zu entnehmen. Diese hochgoldhaltige EM-Legierung weist ein feinkörniges Gefüge auf. Sie hat eine hohe Korrosionsbeständigkeit und Biokompatibilität. Durch den hohen Gehalt an Au- und Pt-Metallen kann sie im Notfall gelötet werden.

Nach dem Zusammenfallen des letzten Legierungsplättchens wurde die Schleuder ausgelöst und die Legierung vergossen. Dadurch wird eine Zentrifugalkraft schlagartig aufgebracht und die Legierung in die weit reichenden Muffelhohlräume gedrückt. Beim Schleuderguss wird die Schmelze also durch Zentrifugalkraft in die Gussform gepresst. Die Muffel wurde nach dem Guss (Abb. 9) vor dem Ausbetten langsam auf Raumtemperatur abgekühlt. Das Gussobjekt muss ohne Beschädigung von der Einbettmasse befreit werden. In die-

sem Fall kam hierzu eine Kneifzange, jedoch kein Hammer zu Einsatz, da so die Gefahr relativ gering ist, das Gussobjekt beim Ausbetten zu verletzen (Abb. 10 und 11). Anschließend wurde das grob ausgebettete Gerüst mit dem Sandstrahlgerät (Aluminiumoxid, Körnung 50 µm) von den Einbettmasserückständen befreit (Abb. 12). Mit einer Trennscheibe wurde das Gerüst schließlich vom Gusskegel getrennt (Abb. 13).

Beim Feinaufpassen des Gerüsts auf den Modellstumpf ist ein systematisches und vorsichtiges Vorgehen geboten. Zunächst wurden unter Zuhilfenahme eines Binokulars die Gussperlen an der Innenseite des Gerüsts mit einem Rosenbohrer entfernt und zum Schluss die gesamte Oberfläche mit einem Steinchen nachgearbeitet. Zusätzlich wurden die Störkontakte gezielt mit Farbindikatoren, wie einem Okklusionsspray, dargestellt und weggenommen. Nach dem Aufpassen wurden die Kronenränder kontrolliert. Des Wei-

teren wurde darauf geachtet, dass beim Übersleifen des Gerüsts alle Kanten leicht abgerundet werden, damit beim Aufsintern keine Spannungen in der Keramik entstehen. Zur Bearbeitung wurden Diamantwerkzeuge verwendet. Es sollte grundsätzlich mit hoher Schnittgeschwindigkeit und geringem Druck gearbeitet werden, da sonst Überlappungen des Metalls an der Gerüstoberfläche entstehen können. Die Luft, die zwischen den Überlappungen eingeschlossen wird, kann nicht entweichen und dehnt sich während der Keramikbrände aus, was letztlich zu Blasen in der Keramik führt. In der Abbildung 14 ist das ausgearbeitete Gerüst auf dem Modell dargestellt. Im Anschluss wurde das Gerüst von außen mit 50 µm Aluminiumoxid sandgestrahlt, um Poliermittel- und Ölrückstände, aber auch Fingerabdrücke sowie Verunreinigungen ungeeigneter und dreckiger Schleifkörper zu entfernen. Verunreinigungen an der Oberflä-

che könnten zu einer Schwächung des Metall-Keramik-Verbundes führen. Das sandgestrahlte Gerüst ist in der Abbildung 15 zu sehen.

Zirkoniumdioxid-Krone

Reines Zirkoniumdioxid (ZrO_2) besitzt drei temperaturabhängige Phasen, die jeweils spezifische Eigenschaften dieses Materials aufweisen. ZrO_2 hat bei sehr hohen Temperaturen unterhalb des Schmelzpunktes von 2680°C eine kubische Kristallstruktur, die sich beim weiteren Abkühlen unterhalb 2370°C in eine tetragonale Phase transformiert. Bei 1250°C erfolgt deren Umwandlung in monoklines Baddeleyit verbunden mit einem Volumenzuwachs von zirka 3 bis 4 %. Die beschriebenen Phasenübergänge sind reversibel. In der Aufheizphase wechselt die monokline Phase bei 1250°C in die tetragonale Phase. Der Vorgang ist mit einer entsprechenden Volumenabnahme von zirka 3 bis 4 % verbunden. Diese Volumenabnahme führt zu hohen Spannungen und zur Bildung von Mikrorissen. Die martensitische tetragonale in die monokline Umwandlung wird in der Abkühlphase in jedem Fall durchlaufen, da die Sinterendtemperatur in einem Bereich von 1500 bis 1600°C liegt. Diese Phasenumwandlung kann durch Zugabe stabilisierender Metalloxide wirkungsvoll umgangen werden. In der Zahnmedizin hat sich Yttriumoxid-verstärktes Zirkoniumdioxid durchgesetzt. Durch Zugabe von Yttriumoxid kann das Material in der tetragonalen Phase „eingefroren“ werden. Man spricht dabei von einem metastabilen Zustand. Die tetragonale Phase wird gezielt erzeugt und ist aufgrund des Transformationsverhaltens, dem mit der Volumenzunahme einhergehenden „Zusdrücken“ von Mikrorissen, gewünscht. Falls es also unter Belastung im Bereich eines Defekts oder einer Mikropore zu einer Rissentstehung kommt, findet in unmittelbarer Nähe dieses Risses eine Phasenumwandlung der metastabilen tetragonalen Kristallphase in die monokline Phase statt. Da die monokline Kristallform ein geringfügig größeres Volumen aufweist, entstehen Druckspannungen, die den Riss zusammendrücken (Airbag-Effekt). Y-TZP (Yttriumoxid sta-

bilized Tetragonal Zirconia Polycrystal), also mit Yttriumoxid teilstabilisiertes, polykristallines, tetragonales Zirkoniumdioxid, ist also in der Lage, eine auftretende Rissbildung selbstständig zu „reparieren“ und bereits entstandene Risse zu schließen. Y steht hierbei für Yttria und bezeichnet das Stabilisierungsoxid. TZP bedeutet, dass das Gefüge bei Raumtemperatur aus tetragonalem Zirkoniumdioxid besteht.

Erst durch weitere Zugabe von Energie, wie beispielsweise durch Kraftereinwirkung (Sandstrahlen) oder hohe Wärme (beim Beschleifen), kann eine erneute Phasenumwandlung zurück in den monoklinen Zustand stattfinden. Diese Phasenumwandlung sollte – um das Transformationsverhalten bei zu behalten – vermieden werden.

Auch in dieser Arbeit wurde Y-TZP verwendet. Bei Zirkoniumdioxid handelt es sich um eine Keramik, die wiederum höchst biokompatibel und somit sehr korrosionsbeständig sind. Das Besondere an dieser Keramik ist die hohe Festigkeit von fast 1000 MPa [13, 21]. Diese Festigkeitswerte sorgen dafür, dass diese Keramik nicht nur für Einzelversorgung, sondern auch als mehrgliedrige Brücken im Front- wie im Seitenzahnbereich eingesetzt werden kann. Langjährige klinische Studien zeigen gute Überlebenschancen. Bei korrekter Ver- und Bearbeitung wird fast nie von Frakturen im Zirkoniumdioxid berichtet [6, 7, 14].

Konstruktion des ZrO_2 -Gerüsts

Um einen Datensatz für die Konstruktion des Zirkoniumdioxid-Gerüsts zu bekommen, wurde der Kunststoffstumpf in einem Scanner digitalisiert. Auf Basis der eingescannten Daten (Abb. 16) wurde mithilfe der entsprechenden CAD-Software die Rekonstruktion am Bildschirm mit der Computermaus konstruiert (Abb. 17). Dabei wurde darauf geachtet, dass auch dieses Gerüst anatomisch unterstützend gestaltet wurde (Abb. 18). Bei vollkeramischen Rekonstruktionen und vor allem mit Zirkoniumdioxid-Basis, sollte, um die Chippingrate (Abplatzungen in der Verblendkeramik) zu minimieren, auf die anatomische Konstruktion der Gerüste geachtet wer-

den [18, 19]. Die Schichtstärke der Verblendkeramik darf auch bei diesem hochfesten Gerüstmaterial nicht zu unregelmäßig und zu groß sein. Die klinisch beobachteten Frakturen sind fast nie in dem Gerüstmaterial selbst, sondern im schwächeren Glied der Kette, der Verblendkeramik, zu beobachten. Auch in den in vivo-Studien wird ausschließlich von Frakturen in der Verblendkeramik berichtet [6-8]. Selbst bei Prüfungen der Verbundfestigkeiten des Verblendkeramik-Zirkoniumdioxid-Systems liegen die Bruchstellen nie im Interface, sondern ebenfalls in der Verblendkeramik, was die Aussage zulässt, dass der Verbund innerhalb des Zirkoniumdioxids gut, die Verblendkeramik jedoch im Vergleich zu den besonderen Eigenschaften des Zirkoniumdioxids zu schwach ist [9].

Der digitale Datensatz des konstruierten Gerüsts wurde anschließend in das entsprechende Fräszentrum geschickt, wo die spezifischen Fräsbahnen berechnet wurden und das Gerüst herausgefräst wurde. Zwei Tage später war das gefräste Gerüst fertig (Abb. 19). Für eine optimale Passgenauigkeit musste es innen minimal nachgearbeitet werden. Dabei wurde darauf geachtet, die Drehzahl der Diamantwerkzeuge möglichst gering zu halten. Zusätzlich wurde unter Wasserkühlung gearbeitet. Das Ziel war und sollte es immer sein, das Gerüst möglichst wenig zu bearbeiten, um keine unkontrollierte Phasenumwandlung hervorzurufen. Eine ungewollte Phasenumwandlung führt nicht nur dazu, dass das Transformationsverhalten verloren geht, sondern auch, dass das Gerüst an der Oberfläche unkontrollierte Flächen mit einer monoklinen Phase und somit einem anderen WAK-Wert (Wärmeausdehnungskoeffizient-Wert) aufweist. Das heißt, die Oberfläche des Zirkoniumdioxids hätte demnach nicht konstant den gewünschten WAK-Wert von $10,8 \cdot 10^{-6}/\text{K}$ [21], sondern stellenweise auch einen WAK von $7,5 \cdot 10^{-6}/\text{K}$ [20]. Der WAK ist jedoch für die Kombination mit der Verblendkeramik sehr wichtig und sollte unbedingt im tolerierbaren Bereich mit dem der Verblendkeramik übereinstimmen. Die Verblendkeramik ist gegen Druckkräfte weitestgehend resistent reagiert aber sehr

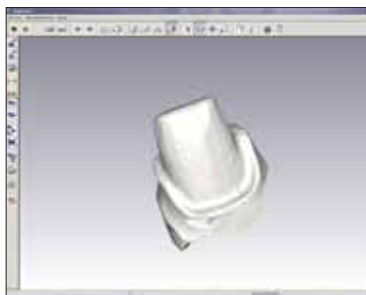


Abb. 16 Für die Anfertigung des ZrO_2 -Gerüsts wurde der Kunststoffstumpf eingescannt

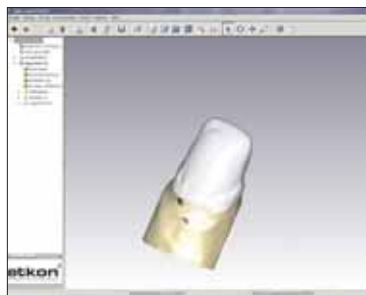


Abb. 17 Das Zirkoniumdioxid-Gerüst wurde anatomisch unterstützend konstruiert



Abb. 18 Zur Visualisierung der Platzverhältnisse lassen sich das designte Gerüst und der Stumpf überblenden



Abb. 19 Vom Fräszentrum formgefrästes Zirkoniumdioxid-Gerüst



Abb. 20 Das aufgepasste Zirkoniumdioxid-Gerüst. Hierfür waren nur geringfügige Korrekturen notwendig

empfindlich auf Zugkräfte. Aus diesem Grund ist es wichtig, dass der WAK-Wert der Verblendkeramik unter dem des Zirkoniumdioxids liegt. Wenn der WAK-Wert der Verblendkeramik bei zirka $9 \cdot 10^{-6} \text{ K/min}$ und der des Zirkoniumdioxids in der tetragonalen Phase bei $10,8 \cdot 10^{-6} \text{ K}$ liegt, sind die beiden Partner gut aufeinander abgestimmt. Monokline Phasen an der Zirkoniumdioxid-Oberfläche mit WAK-Werten von $7,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}$ führen somit – ohne dass der Anwender etwas davon ahnt – zu inneren Spannungen in der Verblendkeramik, die später im Mundmilieu und durch auftretende Kaukräfte zu Chippings führen können. Die Außenform der Zirkoniumdioxid-Krone wurde daher bereits bei der Konstruktion des Gerüsts berücksichtigt, sodass sie nach dem Dichtsintern des Zirkoniumdioxids nicht mehr bearbeitet werden musste (Abb. 20). Durch eine exakte Konstruktion könnten somit jegliche unkontrollierte Phasenumwandlungen an

den Kontaktstellen mit der Verblendkeramik vermieden beziehungsweise minimiert werden.

Glaskeramik-Krone

Für die Glaskeramik-Krone wurde eine leuzithaltige Glaskeramik verwendet. Bei den Glaskeramiken handelt es sich um mineralische Massen, die im Ausgangszustand aus Gläsern mit amorphen Strukturen bestehen. Die Endmikrostruktur entsteht durch eine partielle, gesteuerte Kristallisation, die von Kristallisationskeimen ausgeht. Durch das Einbringen von geeigneten, keimbildenden Zusätzen oder Katalysatoren erreicht man bei der Kristallisation eine gleichmäßige Verteilung der Kristalle in der Glasphase. Da die Eigenschaften der glaskeramischen Massen stark von der Anzahl und der Art der Kristallisationskeime und vom Ausmaß des Kristallwachstums abhängen, lassen sie sich die Eigenschaften über die Be-

einflussung dieser Faktoren variieren. Glaskeramiken, die als leuzitverstärkt gelten, weisen einen WAK von etwa $16 \cdot 10^{-6} \text{ K}$ auf und haben einen Kaliumgehalt bis zu 14 %. Durch eine optimale Verteilung der Leuzitkristalle in der Glasphase werden bei diesen Materialien gute Biegefestigkeiten erreicht. Glaskeramiken können mittels CAD/CAM- oder Pressverfahren verarbeitet werden. In der CAD/CAM-Technologie werden Glaskeramikrohlinge industriell in bestimmten Formen hergestellt und anschließend mittels CAD/CAM-Maschinen formgeschliffen („gefräst“). Bei diesem Patienten wurde das Gerüst wie bei der VMK-Variante aus Wachs modelliert und schließlich über das Lostwax-Verfahren aus Presskeramik gepresst und anschließend anatomisch verblendet. Die verwendete Presskeramik weist einen WAK-Wert von $13 \cdot 10^{-6} \text{ K}$ auf, der Glasübergangspunkt liegt bei 580° C , die Löslichkeit bei $25 \mu\text{m/cm}^2$ und die Biegefestigkeit bei 115 MPa.



Abb. 21 Die Glaskeramik-Krone wurde im ersten Schritt als Vollkrone modelliert



Abb. 22a und b Nachdem die Wachskrone fertig modelliert war, wurde die Außenkontur mit einem Silikonkonter eingefroren

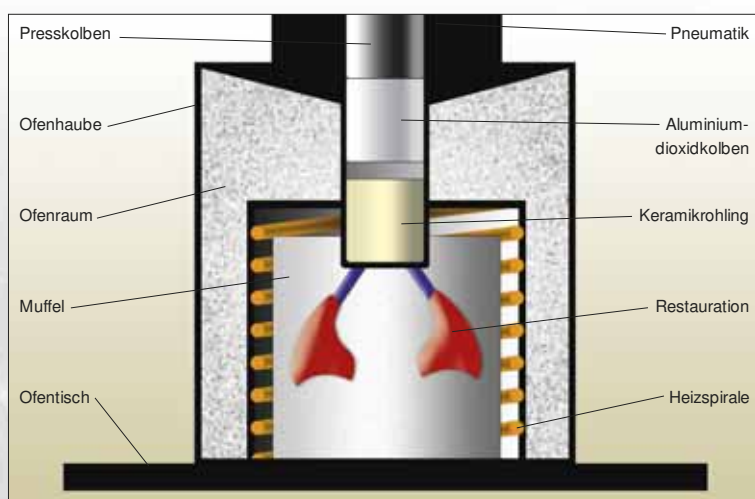


Abb. 23a und b Die Glaskeramik-Krone wurde presstechnisch umgesetzt. In der rechten Abbildung ist der Pressvorgang schematisch dargestellt

Zunächst wurde eine vollanatomische Krone aufgewachst (Abb. 21). Um bei allen drei Versorgungsformen identische Außenformen zu erreichen, wurde der Silikon Schlüssel zu Hilfe genommen (Abb. 22a und b). Da die Zahnärztin sich für die Schichttechnik (Cut-back-Technik) entschied, wurde die vollanatomische Wachsmodellation an-

schließend entsprechend reduziert. Dabei wurde darauf geachtet, dass nach der Reduktion eine Mindeststärke von etwa 70 % des gesamten Volumens der Krone erhalten blieb.

Die reduzierte Wachskrone wurde fein ausmodelliert, in einem Stabilisierungsring mit einem zusätzlichen „toten“ Anstiftkanal angestiftet und dann in einer speziellen phosphatgebundenen Einbettmasse (ab hier EBM) nach Herstellerangaben (100 g Pulver zu 22 ml Einbettflüssigkeit) eingebettet. Die EBM wurde 60 Sekunden lang im Vakuum (320 bis 420 rpm) angemischt. Die Krone wurde analog zur VMK-Krone eingebettet und der Vorwärmofen mit 850 °C vorgeheizt. Nach dem Abbinden der EBM, 25 Minuten später, wurde der Stabilisierungsring vorsichtig entfernt und die vom Gusstrichter abgewandte Seite des EBM-Zylinders mit einem scharfen Gipsmesser leicht abgeschabt. Die so bearbeitete Muffel kam

mit dem Trichter nach unten für 60 Minuten in den vorgeheizten Ofen. Auch hier wurde das Speedverfahren eingesetzt. Während das Wachs ausbrannte, wurde darauf geachtet, dass der Vorwärmofen nicht geöffnet wurde. Das Pressen erfolgte sofort nach der Entnahme der Muffel aus dem Vorwärmofen. Dazu wurde das vorgefertigte Glaskeramikpellet (VITAPAN classical Farbe A2) in die Trichteröffnung der Muffel gelegt und beides in den auf 950 °C aufgeheizten kombinierten Press-Brennofen eingebracht (Abb. 23a). Es wurde darauf geachtet, dass das Glaskeramikpellet nicht vorgewärmt, sondern der Pressvorgang sofort durchgeführt wurde. Mit einem Aluminiumdioxidkolben wurde die Keramik bei einem Druck von 5 bar in die eingebettete Muffel gepresst. Dies ist in der Abbildung 23b schematisch dargestellt, die genauen Pressparameter sind der Tabelle 3 zu entnehmen. Während des als Keramisierung bezeichneten Vorgangs, findet in dem verpressten

Tab. 3 – Pressparameter für die Glaskeramik

Pressparameter im EP 600 Pressofen

Schließtemperatur	B 700 °C
Aufheizrate	T 60 °C
Endtemperatur	T 950 °C
Haltezeit	20 min
Presszeit	2 min
Vakuum ein	V1 500 °C
Vakuum aus	V2 950 °C
Pressdruck	4,5 – 5,0 bar



Abb. 25 Ausgebettete und gepresste Glaskeramik-Krone – hier wird der zusätzliche, „tote“ Anstiftkanal ersichtlich



Abb. 26 Die vollanatomische Glaskeramik-Krone wurde für die Cut-back-Technik gezielt reduziert. Die reduzierten Bereiche werden anschließend individuell verblendet



Abb. 27a bis c Hier sind die fertigen Gerüste kurz vor dem Verblenden abgebildet: a) VMK, b) Zirkoniumdioxid, c) Glaskeramik

Material ein Kristallwachstum statt. Die in der Glasmatrix wachsenden Kristalle sollen entstehende Risse ablenken und dadurch die Festigkeit des gesamten Objekts steigern.

Die Muffel wurde nach dem Pressen langsam abgekühlt und erst danach das Pressobjekt vorsichtig ausgebettet. Vor dem Ausbetten wurde die Muffel an der Stelle, an der der Presskolben endet markiert und mit einer Diamant-Trennscheibe vorsepariert (Abb. 24a). Anschließend wurden beide Muffelteile an der so geschaffenen Sollbruchstelle vorsichtig mit einem Gipsmesser geöffnet. Im nächsten Schritt wurde die gepresste Glaskeramik-Krone mit einem anfangs hohen Druck von 3 bar mit dem Sandstrahler freigelegt (Abb. 24b). Der

Druck wurde sukzessive erniedrigt, je näher die Technikerin dem Pressobjekt kam – zuletzt lag dieser nur noch bei 1 bis 1,5 bar. Dadurch wird verhindert, dass man das fragile Pressobjekt beschädigt (Abb. 24b). Nach dem Ausbetten (Abb. 25) konnte die Krone vom Presskanal mit einer scharfen, feinen Diamant-Trennscheibe ohne Anpressdruck abgetrennt, ausgearbeitet und auf den Stumpf aufgespasst werden. Um keine Mikrorisse zu erzeugen, wurde beim Ausarbeiten mit niedrigen Drehzahlen und neuwertigen Diamanten und, um eine Überhitzung zu vermeiden, unter Wasserkühlung gearbeitet. In der Abbildung 26 ist die ausgearbeitete Krone auf dem Meistermodell mit palatinal angelegtem Silikonschild zu sehen.

Anschließend wurden die drei hergestellten Gerüste erneut auf den Modellen hinsichtlich ihrer Form und Passgenauigkeit überprüft (Abb. 27a bis c) und dem Zahnarzt zur Anprobe übergeben. Der Reihenfolge des Beitrags entsprechend, wurde zunächst das VMK (Abb. 28 und 29), dann das ZrO_2 (Abb. 30 und 31) und zuletzt das Glaskeramik-Gerüst einprobiert (Abb. 32 und 33). Die Passgenauigkeit wurde mit einer zahnärztlichen Sonde an der Stufe einerseits und andererseits mit einer niedrigviskosen Silikonpaste überprüft. Des Weiteren wurde mit Rotations- und Kippbewegungen die Stabilität auf dem präparierten Stumpf kontrolliert. Alle Gerüste passten sehr gut und konnten daher im nächsten Schritt vom Zahn-techniker verblendet werden.

Abb. 28
Anprobe des Goldgerüsts von frontal



Abb. 29
Anprobe des Goldgerüsts von okklusal



Abb. 30
Anprobe des ZrO_2 -Gerüsts von frontal



Abb. 31
Anprobe des ZrO_2 -Gerüsts von okklusal



Abb. 32
Anprobe des Glas-keramik-Gerüsts von frontal



Abb. 33
Anprobe des Glas-keramik-Gerüsts von okklusal



Verblenden der Gerüste: Verblendung VMK

Bei aufbrennfähigen Legierungen sollte bezüglich der Standfestigkeit des Gerüsts, drauf geachtet werden, dass die Solidustemperatur (ab hier beginnt die Legierung zu erweichen) der Legierung über der Brenntemperatur der Keramik liegt. Denn die Formstabilität und Passgenauigkeit des vorher gegossenen und ausgearbeiteten Gerüsts kann nur dann gewährleistet werden.

Damit die Spannung zwischen dem Gerüstwerkstoff und der Verblendkeramik, die sich während des Abkühlprozesses nach dem Brennen der Verblendmasse aufgrund der thermischen Schrumpfung aufbaut, nicht zu groß wird, müssen die WAKs der beiden Werkstoffe aufeinander

abgestimmt sein. Keramik reagiert – wie bereits erwähnt – empfindlicher auf Zug- als auf Druckspannung. Aus diesem Grund sollte die Legierung einen leicht höheren WAK als die Verblendkeramik aufweisen. Dadurch schrumpft sie beim Abkühlen etwas stärker als die Keramik, wodurch in der Keramik eine leichte Druckspannung erzeugt wird, die deren Zugfestigkeit leicht erhöht. Die Keramik darf beim Abkühlen keinesfalls unter Zugspannungen gesetzt werden, denn so könnten die verarbeitungsbedingten, an der Oberfläche entstandenen Mikrorisse weiter in die Keramik hinein fortschreiten und später zu einer Fraktur oder Abplatzung führen.

Neben der Einstellung des WAK-Werts ist für den Verbund ebenfalls ein chemischer Prozess von Bedeutung. In den

Abbildungen 34a bis d ist dieser Verbund, der durch den Oxidbrand erzeugt wird, vereinfacht dargestellt. Dabei diffundieren während des Brands die in die hochgoldhaltige Legierung eingearbeiteten Nichtedelmetallbestandteile, wie zum Beispiel Indium, Zinn oder Zink, an die Oberfläche, wo sie unter den gegebenen Bedingungen oxidieren. Diese Oxide binden dann an die Verblendkeramik, die aus Metalloxiden aufgebaut ist. Man spricht hierbei von der chemischen Haftung.

Ein weiterer wichtiger Aspekt für die Verbundfestigkeit ist die Benetzbarkeit der Keramik am Gerüst. Es wird daher darauf geachtet, dass sich die erste aufgetragene Verblendkeramikschiicht gut an die Legierung adaptiert und nicht abperlert. Deshalb ist es wichtig, dass die

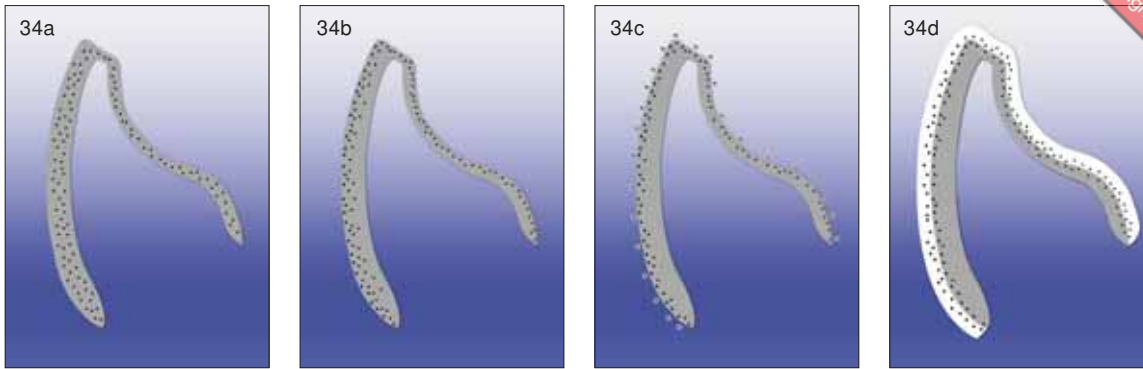


Abb. 34a bis d Hier sind die chemischen Verbundmechanismen im VMK-System vereinfacht dargestellt. a) Das hochgoldhaltige Gerüst nach dem Gießen und Ausarbeiten. Die unedlen Legierungsbestandteile (schwarze Kreise) sind innerhalb des Gerüsts verteilt. b) Beim Oxidbrand wandern die unedlen Legierungsbestandteile an die Gerüstoberfläche. c) Es bildet sich an der Luft eine leichte Oxidschicht. d) An der Gerüstoberfläche gehen die Oxide einen chemischen Verbund mit den Oxiden der Verblendkeramik ein

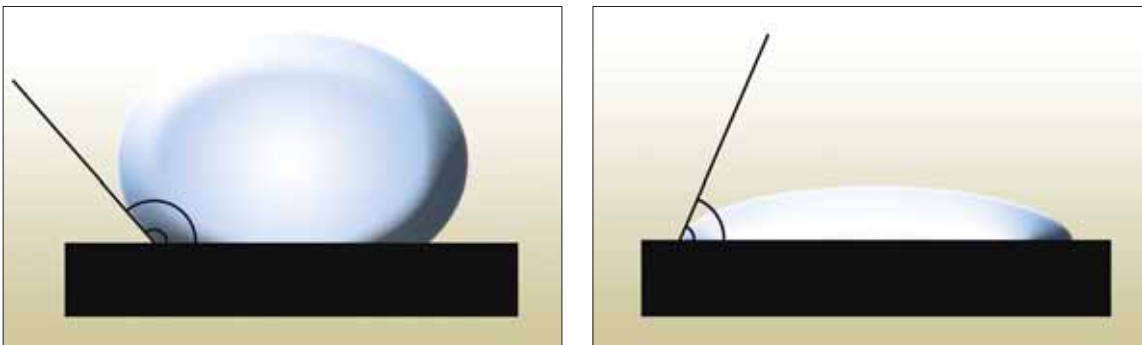


Abb. 35a und b Für die Verbundfestigkeit zwischen Verblendkeramik und Gerüst ist die Benetzbarkeit von Keramiken nicht unerheblich. a) großer Kontaktwinkel = schlecht benetzbar, b) kleiner Kontaktwinkel = gut benetzbar

Oberflächenspannung der Legierung nicht größer ist als die des Opakers. Die Oberflächenspannung lässt sich mithilfe eines Kontaktwinkels bestimmen. Ist der Kontaktwinkel zwischen der zu benetzenden Oberfläche und der aufgetragenen Masse groß (Abb. 35a), ist die Benetzbarkeit schlecht. Ist er dagegen – wie in der Abbildung 35b dargestellt – klein, lässt sich der Untergrund gut benetzen. Der Benetzungs- oder Kontaktwinkel wird durch die temperaturabhängige Viskosität der Verblendmasse beim ersten Brand beeinflusst (Opaker, Wash-Dentin-Brand, Liner et cetera) [11]. Dieser Zusammenhang verdeutlicht, wie wichtig es ist, die vorgegebenen Brennparameter einzuhalten und den Keramikbrennofen regelmäßig zu kalibrieren.

Die Verbundfestigkeit zwischen der Legierung und Verblendkeramik lässt sich nach DIN Norm EN ISO 9693 im Schwickerath-Versuch testen [10]. Hierzu wird mithilfe einer speziellen Form auf

definierte Legierungsprüfkörper eine einheitliche Menge Verblendkeramik aufgebracht und nach Herstellerangaben gebrannt (Abb. 36). Die Arbeitsschritte, wie Reinigung, Sandstrahlen, Oxid-, Opaker sowie Dentinbrand, werden berücksichtigt. Die Keramikschicht muss nach dem Brennen eine rechteckige Form aufweisen. An den Seiten des Legierungsplättchens dürfen keine Keramiküberschüsse haften, da diese zu einer Verfälschung der Werte führen können (Abb. 37).

Anschließend werden die gebrannten Prüfkörper in einer Dreipunkt-Biegevorrichtung so platziert, dass sie symmetrisch auf der zur aufgetragenen Last gegenüberliegenden Seite positioniert sind (Abb. 38). Die Kraft wird so lange aufgebracht bis der Prüfkörper versagt (Abb. 39). Dabei wird eine Rissentstehung an den Enden der Keramikschicht beobachtet.

Zur Berechnung der Verbundfestigkeit wird die gemessene Kraft (N) mit einem Koeffizienten k multipliziert. Der Koeffi-

zient k wird aus der Schwickerath-Grafik abgelesen und gilt als Funktion der Dicke des Metallprüfkörpers und des E-Moduls für den metallischen Werkstoff. Eine Mindestverbundfestigkeit von 25 MPa muss erreicht werden, damit das System klinisch freigegeben wird.

Vorbereitungen zur Verblendung

Nach der Anprobe wurde das Metallgerüst erneut mit 50 μm Aluminiumoxid sandgestrahlt und einem Oxidbrand im Keramikofen unterzogen (Abb. 40). Dabei wurde der Ofen mit der Geschwindigkeit 55 $^{\circ}\text{C}/\text{min}$ auf eine Endtemperatur von 950 $^{\circ}\text{C}$ aufgeheizt. Die Haltezeit betrug dabei 5 Minuten.

Opaker

Mit einem flachen Pinsel wurde eine sehr dünne (Abb. 41), aber deckende Schicht des Opakers auf die Gerüstoberfläche aufgetragen. Aufgabe des Opakers ist es, die dunkle Metalloberfläche abzudecken und die Verblendung dadurch so

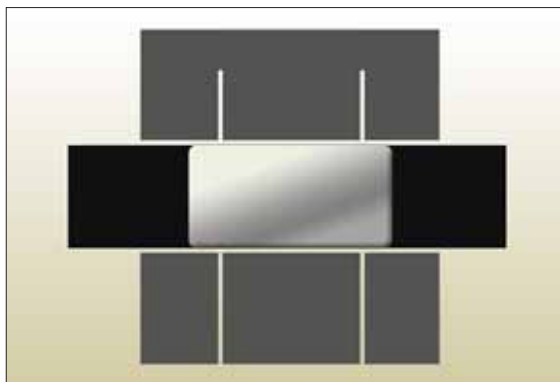


Abb. 36 Schematische Darstellung der Herstellung einer Schwickerath-Prüfung (Draufsicht)

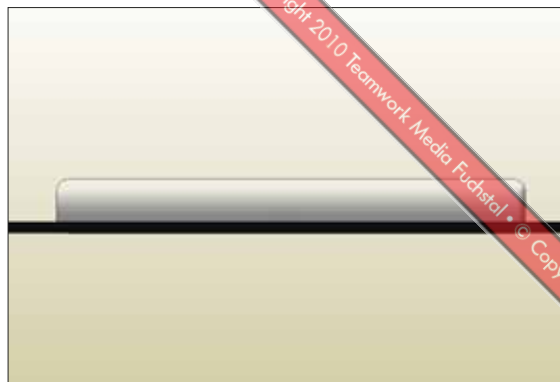


Abb. 37 Ein exakt hergestellter Schwickerath-Prüfkörper. Die aufgebrannte Keramik darf nicht über die Seiten des Legierungsplättchens lappen

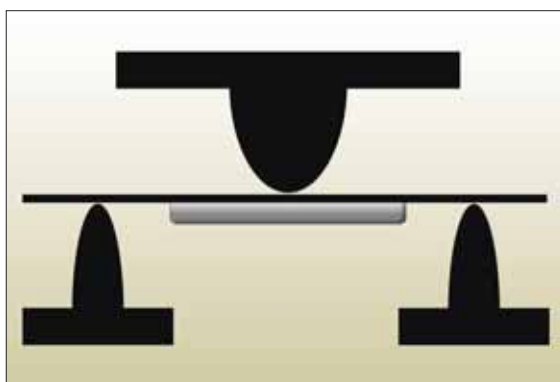


Abb. 38 Messaufbau einer Schwickerath-Versuchsanordnung – die initiale Kraft wird von oben auf das Legierungsplättchen aufgebracht (Dreipunkt-Biegevorrichtung), sodass in der Keramik Zugspannungen entstehen



Abb. 39 Ein gemessener Schwickerath-Prüfkörper zeigt an den Enden des Keramikaufsatzes charakteristische Risse

ästhetisch wie möglich gestalten zu können. Die Farbe des Opakers wird im gleichen Farbton wie dem der späteren Verblendung gewählt. Die verwendete GC Initial MC Verblendkeramik hat eine Paste als Opaker. Der WAK-Wert des Opakers ist abgestimmt: $WAK_{Gerüst} > WAK_{Opaker} > WAK_{Verblendmasse}$. Die Opakerschicht dient nicht nur der Kaschierung des Metallgerüsts, sondern auch als Verbindungsschicht zwischen dem Gerüst und der Verblendkeramik. Die Gerüstoberfläche sollte daher – um beiden genannten Aufgaben gerecht zu werden – gleichmäßig benetzt und abgedeckt sein.

Insgesamt wurde der Opaker zweimal aufgetragen, bis die Schicht deckend war (Abb. 42). Nach dem zweiten Opakerbrand stellte sich die Schicht leicht glänzend dar.

Schulterbrand

Für den Schulterbrand wurde Schultermasse überdimensioniert auf den Zer-

vikalrand des Gerüsts aufgetragen und gebrannt. Nach dem Brand wurde das Gerüst erneut aufgespacht und, wie in Abbildung 43 dargestellt, mit einem speziellen Wachs-Keramik-Gemisch korrigiert. Das Gemisch dient der finalen Randkorrektur und schließt die noch vorhandenen Randspalte vollkommen.

1. Dentinbrand

Da eine individuelle Schichtung den Einsatz vieler keramischer Massen voraussetzt, besteht die Gefahr, dass die Massen beim Übereinanderschichten verrutschen beziehungsweise sich untereinander unkontrolliert vermischen. Um dies zu verhindern kann ein Teil der Schichtung vorgesintert werden. Auf diese Weise lässt sich ein stabiler Unterbau für weitere Schichtvorgänge erreichen. Dieser Unterbau besteht aus dem eigentlichen Gerüst, dem Opaker, dem Opakdentin sowie dem Dentinkern (so genannte Inside Massen). Die dazugehörigen Effektmassen werden in einer Effektschicht da-

zwischengelegt. Die einzelnen Schichten und jeweils verwendeten Massen sind in der Abbildung 44a vereinfacht dargestellt. Die Keramik wird aufgrund des mit dem Sinterungsprozess verbundenen Schrumpfs überdimensioniert aufgetragen. Die Keramikpartikel backen beim Sintern zusammen.

Sintern: Verdichten eines Pulvers oder porösen Körpers durch eine Temperaturbehandlung, wobei es außer einer Volumenschrumpfung zu keiner Formänderung kommt.

Opakdentin ist aufgrund seiner etwas höheren Opazität in der Lage, den Opaker gut abzudecken und somit den Grundton der Verblendung festzulegen. Die Farbintensität des Opakdentins muss daher höher als die des gewünschten Farbtons sein, da die darüberliegenden Keramikschichten die Farbintensität des Opakdentins wie durch einen Filter reduzieren. Der Dentinkern sorgt



Abb. 40 Das VMK-Gerüst nach dem Oxidbrand



Abb. 41 Die erste Opakerschicht wird sehr deckend, aber dünn aufgetragen



Abb. 42 Auftragen der zweiten Opakerschicht, in der gewünschten Zahnfarbe



Abb. 43
Da die VMK-Krone mit einer keramischen Schulter versehen wird, wird zervikal ein spezielles Wachs-Keramik-Gemisch aufgetragen

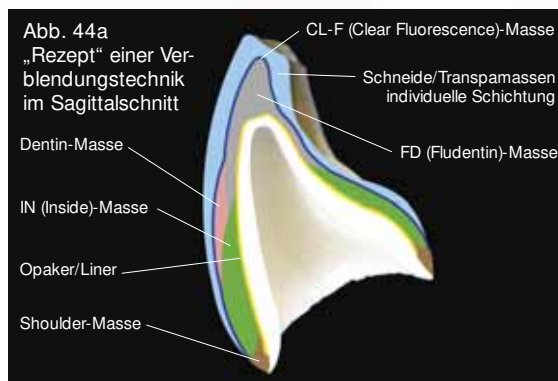


Abb. 44a
„Rezept“ einer Verblendtechnik im Sagittalschnitt

somit für einen gleichmäßigen Übergang zwischen dem Metallunterbau und dem Schneidebereich der Verblendung (Abb. 44b). Es muss ein fließender Übergang zwischen dem Dentin und dem Bereich der Lichtreflexionen erreicht werden.

2. Dentinbrand (Hauptbrand)

In diesem Fall wurden Dentin und Schmelz in einem Arbeitsgang geschichtet (Abb. 45). Durch individuell angelegte Akzente in der Schichtung, sollte die Transluzenz und die Tiefenwirkung der natürlichen Zähne imitiert werden. Anschließend wurde die Krone nach Herstellerangaben gebrannt. Die Brennparameter sind in der Tabelle 4 zusammengefasst und in der Abbildung 46 ist die Frontzahnkrone nach dem Brand dargestellt.

Korrektur-/Rohbrand

Der Rohbrand dient dazu, letzte Korrekturen an der Schichtung vorzunehmen. Die noch fehlenden Anteile wurden nachgeschichtet und nochmals gesintert. Auch leichte farbliche Korrekturen wurden mit Malfarben vorgenommen.

Zur finalen Korrektur der Form und Oberfläche wurden die auf dem Modell eingesetzte Krone sowie die Nachbarzähne mit Gold- oder Texturpuder bepinselt (Abb. 46). Der Goldpuder sorgt dafür, dass die farblichen Unterschiede zwischen Krone und Modell nicht beachtet werden. Das vereinfacht es dem Techniker, die Form und Oberfläche „neutral“ wahrzunehmen und entsprechend zu korrigieren. Somit lässt sich die Form und Oberfläche der Krone genau an die Nachbarzähne anpassen. Die für bestimmte Lichtreflexe verantwortlichen Strukturen können mithilfe des Kontrastpuders besser beobachtet und eingeschliffen werden (Abb. 47a und b). Die fertig geschichtete und rotierend bearbeitete VMK-Krone wurde schließlich zur Anprobe an den Zahnarzt übergeben.

Verblendung ZrO_2

Aus der Literatur ist mittlerweile bekannt, dass die Verbundfestigkeiten zwischen dem Zirkoniumdioxid und der Verblendkeramik gut sind [9, 25]. Die Abplatzungen, in diesem Zusammenhang Chippings genannt, erfolgen meist

kohäsiv, also in der Verblendkeramik selbst. Selbst in vitro-Messungen haben ergeben, dass bei den meisten Prüfkörpern die Brüche in der Verblendkeramik und fast nie im Interface zwischen dem Zirkoniumdioxid und der Verblendkeramik detektiert wurden. In der Abbildung 48 ist ein Schmitz-Schulmeyer-Zirkoniumdioxid-Würfel dargestellt, mit dem im Scherversuch die Verbundfestigkeit zwischen ZrO_2 und der Verblendkeramik geprüft wurde. Daraus wird deutlich, dass die Verblendkeramik und nicht das ZrO_2 frakturierte.

Die Schmitz-Schulmeyer-Prüfung ist eine von mehreren Prüfungen, die zur Prüfung der Verbundfestigkeit bei Zirkoniumdioxid eingesetzt wird. Hierfür wird auf einem entsprechend vorbehandelten Zirkoniumdioxid-Würfel eine definierte Verblendkeramikstärke aufgebracht und nach Herstellerangaben aufgebrannt. Es wird zuerst der Liner- und danach der erste und zweite Dentin- sowie Glanzbrand durchgeführt (Abb. 49). Die Fläche, an der die Verblendkeramik am Zirkoniumdioxid haftet wird vor der Prüfung mathematisch bestimmt. Anschließend wird der Prüfkörper in einer speziellen



Abb. 44b Das Opakdentin muss Farbintensiver als der gewünschte Gesamtfarbtönen sein, da die darüberliegenden Keramikschichten die Farbintensität des Opakdentins filtern



Abb. 45 Dentin und Schmelz wurden in einem Arbeitsgang geschichtet



Abb. 46 Nach dem ersten Brand wird nur noch glasierend korrigiert



Abb. 47a und b Die geschichtete Zahnform wird mittels Kontrastpuder kontrolliert



Tab. 4 – Brennparameter für die Verblendkeramiken

Brennparameter											
	Start	–	▲	▶	VAC LEVEL	°C/ min	END	▶	(V)	▼	▼
Presskeramik-Krone (niedrigschmelzende Keramik)											
1. Dentinbrand	450	3	3	1	9	45	770	1		0	0
2. Dentinbrand	450	3	3	1	9	45	760	1		0	0
Glanzbrand	480	0	2	1	0	45	780	0		0	0
Zirkoniumdioxid-Krone											
Schulterbrand	450	2	2	1	9	45	830	1		0	0
Gerüst Modifier	450	2	2	1	9	45	800	1		0	0
1. Dentinbrand	450	3	3	1	9	45	810	1		0	0
2. Dentinbrand	450	3	3	1	9	45	800	1		0	0
Glanzbrand	480	0	2	1	0	45	820	0		0	0
VMK-Krone											
Washbrand	550	3	3	1	9	80	940	1		0	0
Opakerbrand	550	3	3	1	9	80	930	1		0	0
Schulterbrand	550	0	2	1	9	80	930	1		0	0
1. Dentinbrand	580	3	3	1	9	55	890	1		0	0
2. Dentinbrand	580	3	3	1	9	55	880	1		0	0
Glanzbrand	600	0	2	1	01	55	890	1		0	0



Abb. 48 Ein Schmitz-Schulmeyer-Prüfkörper nach einer Messung: auf dem ZrO_2 -Quader ist eine dünne Schicht Verblendkeramik verblieben

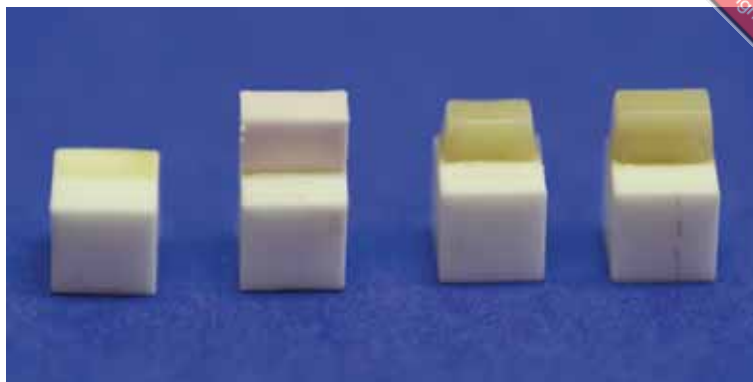


Abb. 49 Herstellung von Schmitz-Schulmeyer-Prüfkörpern zur Messung der Verbundfestigkeit zwischen ZrO_2 und der adäquaten Verblendkeramik

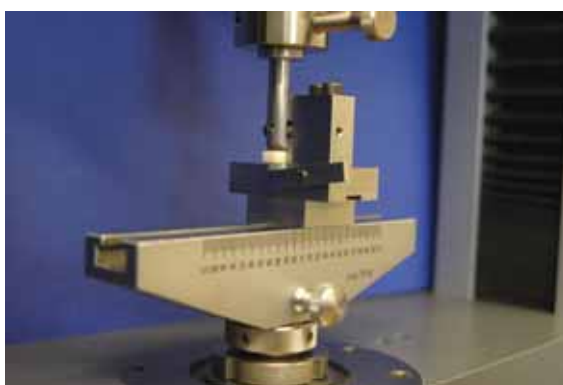


Abb. 50 Prüfanordnung der Schmitz-Schulmeyer-Versuchsanordnung bei dem die Verblendkeramik abgeschert wird



Abb. 51 Schwickerath-Prüfkörper aus Zirkoniumdioxid vor und nach den Messungen

Vorrichtung eingespannt und mit einem Scherkörper im Interface zwischen der Verblendkeramik und dem Zirkoniumdioxid bis zur Fraktur belastet (Abb. 50). Die gemessene bis zum Bruch aufgewandte Kraft wird dann durch die im Voraus bestimmte Verbundfläche dividiert und daraus die Verbundfestigkeit bestimmt.

Eine weitere Möglichkeit, die Verbundfestigkeiten bei dieser vollkeramischen Gruppe zu bestimmen, ist der *Schwickerath*-Versuch, wie er analog beim VMK-System beschrieben wurde. Im Unterschied zum Versuchsaufbau der VMK-Proben, wurden die Grundprüfkörper statt aus einer Legierung aus Zirkoniumdioxid im Weißzustand hergestellt, den Herstellerangaben entsprechend dichtgesintert, vermessen und anschließend mit adäquaten Verblendkeramikmassen verblendet (Abb. 51).

Gesamtrekonstruktionen, also reale anatomische Strukturen, können mithilfe der Versuchsanordnung nach *Voss* getestet

werden. Dabei werden verblendete Kronen auf deren Gesamtbruchlast geprüft. Dieser Test ist sehr klinisch orientiert. Die Prüfkörper sind nicht geometrisch. Es werden klinische Geometrien, das heißt Kronen, zur Prüfung verwendet. Deshalb können nur die Bruchlastwerte von der gerade geprüften Geometrie in *Newton* bestimmt werden und keine generellen Festigkeiten der Materialien.

Momentan existieren in der Norm für dentale Keramiken noch keine Prüfverfahren für vollkeramische Verbundsysteme. Viele Faktoren werden daher von der Metallkeramik übernommen. Die Verbundfestigkeiten werden somit von Institut zu Institut sehr individuell geprüft und lassen sich kaum miteinander vergleichen. Eines steht allerdings fest: es werden grundsätzlich Brüche in der Verblendkeramik beobachtet und fast nie Frakturen im Interface Zirkoniumdioxid/Verblendkeramik. Auf die mechanischen, die Verbundfestigkeit steigernden Faktoren, wie etwa das Ver-

größern der Oberfläche (Sandstrahlen), kann verzichtet werden. Dieses Thema wird derzeit in der Forschung aufgrund der eventuell unkontrollierten Phasenumwandlung immer noch diskutiert. Somit kann die Aussage getroffen werden, dass die chemische Verbundfestigkeit im System ZrO_2 /Verblendkeramik ausreichend ist.

Verblendung

Bei der Verblendung des Zirkoniumdioxid-Gerüsts wurde im ersten Schritt ein Liner auf das Gerüst aufgetragen (Abb. 52 und 53). Dieser hat die Aufgaben, das weiße Gerüst abzudecken, um die schichttechnische Reproduktion der Ästhetik zu erleichtern. Die erste Dentinschichtung wurde analog zur VMK-Krone durchgeführt (Abb. 54). Anschließend wurde die erste Schicht gebrannt und der gebrannte Dentinkörper vorsichtig mit einem Gummirad und Diamanten formgerecht zurück geschliffen und akzentu-



Abb. 52 Liner wurde aufgetragen, um die weiße Farbe des ZrO_2 -Gerüsts abzudecken



Abb. 53 Der auf das ZrO_2 -Gerüst aufgetragene Liner vor dem Brand



Abb. 54 Der Dentinkörper wird mit Dentinmasse geschichtet



Abb. 55a bis d Nach dem Brand wird der verkleinerte Zahnkörper für die Scheideschichtung gezielt beschliffen



Abb. 56 Die ZrO_2 -basierte Krone nach dem Schneidebrand. Zur Formadaption zeichnet man die charakteristischen Merkmale an ...



Abb. 57 ... die dann mit Steinen und Diamanten eingearbeitet werden



Abb. 58 Mit Malfarben werden letzte, dezente Akzente gesetzt



Abb. 59a und b Kontrolle der geschichteten und mechanisch erarbeiteten Zahnform mit Goldpuder

iert (Abb. 55a bis d), die Grundform mit Schneidmasse ergänzt und nach Herstellerangaben gebrannt. Nach diesem Brand mussten erneut gewisse Formkorrekturen vorgenommen werden. Dabei wurde sehr auf die Form des ent-

sprechenden Frontzahns 21 geachtet. Hierfür wurden die Randleisten mit einem Stift nachgezeichnet (Abb. 56), die Verblendkeramik entsprechend zurück geschliffen (Abb. 57) und die Farbe mit eingefärbter Glasurmasse opti-

miert (Abb. 58). Hierauf folgte der letzte Korrekturbrand. Um die definitive Kronenform kontrollieren zu können, wurde auch hier die Krone auf das Modell gesetzt und mit Goldpuder bestäubt (Abb. 59a und b).



Abb. 60a und b Die Glaskeramik-Krone wird geschichtet, das heißt, mit einer individuellen Schneideschichtung ergänzt (Cut-back-Technik)



Abb. 61 Hier ist die Glaskeramik-Krone nach dem Aufpassen jedoch vor den finalen Oberflächen- und Formkorrekturen dargestellt



Abb. 62a und b Auch hier wurde letztlich die erarbeitete Zahnform mit Kontrastpuder kontrolliert

Verblendung Presskeramik

Nach der Anprobe wurden die reduzierten Anteile der ehemals vollanatomisch modellierten Presskeramikkrone mit dem Silikonschlüssel kontrolliert. Die Keramikoberfläche wurde vorsichtig mit 50 µm Aluminiumoxid und niedrigem Druck sandgestrahlt und somit gereinigt. Das reduzierte Gerüst wurde vor dem ersten Schneidebrand mit GC Initial INover Malfarben charakterisiert und vor dem weiteren Schichten ein Fixierbrand durchgeführt. Das derart modifizierte Cut-back-Gerüst wurde hier nach mit einer dünnen Schicht Clear Fluorescence versehen (Abb. 60 a und b) und gebrannt. Nach diesem Brand wurde die Krone analog zu den vorangegangenen Kronen beschliffen und die Form korrigiert. Die beschliffene Krone wurde in sehr dünnen Schichten bis zur endgültigen anatomischen Form mit GC Initial LF Enamel und GC Initial LF Enamel Opal ergänzt. Für die komplette labiale Schichtung und die Nachbildung

des weißlichen inzisalen Saums wurde die Masse Enamel Opal verwendet. Die Krone wurde schließlich mit den Brennp Parametern des Korrekturbrands gebrannt (vgl. Tab. 4). Nach dem Brennen wies die Oberfläche der Krone einen leichten Glanz auf (Abb. 61). Anschließend folgten auch hier die Ausarbeitung der Oberflächenstruktur sowie eine leichte Individualisierung mit Malfarben. Auch diese Krone wurde letztendlich unter Zuhilfenahme von Goldpuder kontrolliert (Abb. 62a und b).

Anprobe der Kronen

Zum Abschluss fand eine Anprobe der drei Kronen statt. Für die Fertigstellung wurden die individuellen, funktionellen und ästhetischen Korrekturen festgehalten und auf die jeweilige Restaurationsform übertragen. Die Oberflächen aller drei Kronen wurden für ein möglichst natürliches Erscheinungsbild (Reflexionen und Abrasionen) final mit Diamantpaste poliert.

Im Patientenmund

Die finalisierten Kronen wurden dem Patienten anprobiert, beginnend mit der VMK-Krone, dann die ZrO₂-Krone und zum Schluss die Presskeramik-Krone (Abb. 63 bis 65).

Die Passgenauigkeit war bei allen drei Rekonstruktionen optimal, doch in Bezug auf die Ästhetik konnten größere Unterschiede festgestellt werden.

Um diese zu verdeutlichen, wurden die eingesetzten Kronen von palatinal mit Kaltlicht beleuchtet (Abb. 66 bis 68). Dadurch werden in den Abbildungen die unterschiedlichen Transluzenzen der Gerüstmaterialien deutlich: Während die VMK-Krone einen vollständig lichtundurchlässigen Kern aufweist (vgl. Abb. 66), ist die ZrO₂-basierte Krone bereits weniger opak (vgl. Abb. 67). Die maximale Transluzenz weist die Presskeramik-Krone auf, die auf Glaskeramik basiert. Aufgrund des so genannten Chamäleon-Effekts verleiht die Restauration



Abb. 63 Anprobe der VMK-Krone ...

Abb. 64 ... der ZrO₂-Krone und ...

Abb. 65 ... der Glaskeramik-Krone

dem Zahn eine täuschend echt aussehende optische Tiefe (vgl. Abb. 68). Somit hat die Glaskeramik-Krone – vom ästhetischen Standpunkt aus betrachtet – eindeutig gewonnen. Der Patient, der Zahnarzt und der Zahntechniker untermauerten dieses Urteil.

Wissenschaftliche Diskussion

Wie sieht das von drei Parteien für „am ästhetischsten befundene“ Ergebnis bezüglich der Glaskeramikrestauration aber

aus, wenn man die materialkundliche Seite näher betrachtet? Welchen Kräften müssen die Materialien im Frontzahnbereich standhalten?

Die mittleren Kaukräfte: Zu diesen gibt es zahlreiche Studien, zum Beispiel eine Studie bei der die Absolutkraft des Kauorgans mit induzierten Kaukraftnehmern untersucht wurde. Darin wird im distalen Molarenbereich von Kaukräften zwischen 441 N bis 736 N bei uniaxialer punktförmiger Krafteinleitung an vitalen Zähnen berichtet. An mark-

toten Zähnen wurden in dieser Studie Höchstbelastungswerte von 834 bis 1 080 N gemessen [3].

Eine andere Studie berichtet im Frontzahnbereich eines vollbezahnten natürlichen Gebisses von Bruchlastwerten zwischen 80 bis 310 N, im Molarenbereich von 250 bis 649 N [4]. Im Seitenzahnbereich nehmen die Kräfte nach posterior zu, weshalb auch die funktionellen Anforderungen an Seitenzahnrekonstruktionen im Vergleich zu Frontzahnrekonstruktionen steigen.



Abb. 66 bis 68 Die fertig hergestellte VMK-Krone wird von palatinal mit Kaltlicht durchleuchtet, um die Transluzenz der Gesamtrestauration zu eruieren. Von links nach rechts: VMK-, ZrO₂- und Glaskeramik-Krone

Aus diesem Grund fordert *Schwickerath* unter Berücksichtigung der möglichen Kaukraft in der Mundhöhle für Zahnersatz direkt nach der Herstellung eine Belastbarkeit von mindestens 400 N im Front- und für den Seitenzahnbereich mindestens 600 N [5]. Je niedriger die Werte für den E-Modul und die Dehngrenze eines Werkstoffs ausfallen, desto stabiler muss eine Konstruktion ausgelegt sein, um nicht zu versagen. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass im Frontzahnbereich niedrigere, mittlere Kräfte auftreten als im Seitenzahnbereich. Überträgt man diese Aussage auf die Materialwahl, so sind nicht alle Werkstoffe für Seitenzahnrekonstruktionen geeignet. Auch die Einteilung in Einzelkronen beziehungsweise Brücken ist in Bezug auf die Krafteinwirkung und somit die Materialwahl sinnvoll.

Für eine Studie wurden Brücken aus unterschiedlichen Werkstoffklassen (ZrO₂, Glaskeramik, zwei verschiedene Kunststoff- und Goldlegierungsbrücken) hergestellt und die Bruchlasten miteinander verglichen [1]. Für die Herstellung der

dreigliedrigen Brücken wurde ein Modellsegment eines 5ers und 7ers aus einer Kobalt-Chrom-Legierung mit 6° konisch präparierten Stümpfen und einer 1 mm breiten zirkulären Schulter verwendet.

Beim Design der Brücke handelte es sich um ein dreigliedriges Brückengerüst – das Brückenglied ersetzt den Molaren (Zahn 6). Beide Brückenanker wurden mit einer zirkulären Wandstärke von 1 mm konstruiert. Die okklusalen Bereiche der Gerüstanker und des Zwischengliedes wurden plan gestaltet, die Verbinder oval konstruiert, wobei die Höhe 3,2 mm und die Breite 2,3 mm betrug, was einer Querschnittsfläche von etwa 7,4 mm² entsprach.

Die Zirkoniumdioxid- und Kunststoffbrücken wurden mit einer CAD/CAM-Anlage gefräst. Die Glaskeramikbrücken wurden gepresst und die Goldlegierungsbrücken gegossen.

Für die Herstellung der CAD/CAM-Gerüste wurde das System ZENO Tec (Wieland-Dental) verwendet. Die Kunststoff- und Zirkoniumdioxid-Serien wurden

sofort in das erforderliche Gerüstmaterial umgesetzt. Die ZrO₂-Gerüste wurden anschließend im Sinterofen ZENO Fire (Wieland-Dental) dichtgesintert. Zusätzlich wurden 24 formidentische Brücken aus ausbrennbarem Kunststoff (ZENO PMMAcast, Wieland-Dental) ausgefräst. Zwölf davon wurden mit einer phosphatgebundenen Einbettmasse (Wilavest Universal, Wieland-Dental) eingebettet. Nach der Abbindezeit von 20 Minuten wurden die Muffeln für 60 Minuten in den auf Endtemperatur von 850 °C vorgeheizten Vorwärmofen (P6, *Mihm & Vogt*) gestellt, um den Kunststoff auszubrennen. Anschließend wurden die Brücken in einem Flammengussverfahren (Motorcast compact, Degussa) mit der Gold-Platin-Aufbrennlegierung PortaGeo Ti (Wieland-Dental) gegossen.

Die Glaskeramik-Serie wurde mittels Press-Technik hergestellt. Analog zur Goldlegierung wurden die ausbrennbaren Kunststoffbrücken in einer phosphatgebundenen Einbettmasse (IMAGINE PressX, Wieland-Dental) einge-



Abb. 69a und b Die VMK-Krone in situ von frontal und palatinal



Abb. 70a und b Die ZrO₂-Krone in situ von frontal und palatinal

bettet. Während der Kunststoff ausbrannte, wurden ein Pressstempel und die Pellets (IMAGINE PressX, Wieland-Dental) zum Pressen vorbereitet. Anschließend wurde die vorgeheizte Muffel aus dem Vorwärmofen genommen und zusammen mit der Presskeramik und dem Pressstempel in den Pressofen (IPS Empress EP600, Ivoclar Vivadent) gestellt. Nach dem Pressvorgang wurde die Muffel eine Stunde bei Raumtemperatur abgekühlt und die Brücke anschließend vorsichtig ausgebettet.

Alle Brückengerüste wurden unzementiert auf die Pfeilerstümpfe aufgesetzt und von einem Stempel ($d = 5 \text{ mm}$), der plan auf der Okklusalfäche des Zwischenglieds auflag, in einer Universalprüfmaschine (Z010, Zwick) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Bruch belastet (3-Punkt-Biegetest). Zwischen Belastungsstempel und Zwischenglied wurde eine doppelt gefaltete Teflonfolie ($0,2 \text{ mm}$) gebracht, um eine homogene Lastverteilung auf dem Brückenglied zu gewährleisten.

Insgesamt wurden fünf Werkstoffe mit je zwölf Prüfkörpern geprüft und die Ergebnisse miteinander verglichen.

Die gepressten Glaskeramik-Brücken wiesen die signifikant niedrigsten Bruchlastwerte auf. Beide Kunststoffgruppen ZENO CAO Temp PMMA und ZENO PMMA A3 lagen mit den Bruchlastwerten im nächst höheren Wertebereich. Das Zirkoniumdioxid mit der Bruchlast von 1558 N lag signifikant höher als die Glaskeramik und die Kunststoffe, allerdings signifikant tiefer als die Legierung Porta Geo Ti (6408 N). Somit erreichte die hochgoldhaltige Legierung Porta Geo Ti in dieser Studie die signifikant höchsten Bruchlastwerte.

Der Boxplot-Darstellung in der Abbildung 72 können die Medianwerte und die Verteilung der Messwerte entnommen werden. In der Gruppe des PMMA-Kunststoffs ZENO PMMA A3 fand sich ein Ausreißer im unteren Festigkeitsbereich (kleiner Kreis in der Darstellung) der die Bruchlastwerte deutlich unterschreitet.

Bei allen Gruppen konnte während der Messung die Entstehung eines Risses vom Zwischenglied zum Verbinder beobachtet werden. Während bei allen Gruppen nur ein Riss entstand, brachen die Glaskeramik- und Zirkoniumdioxid-Prüfkörper in der Verbinderregion komplett durch.

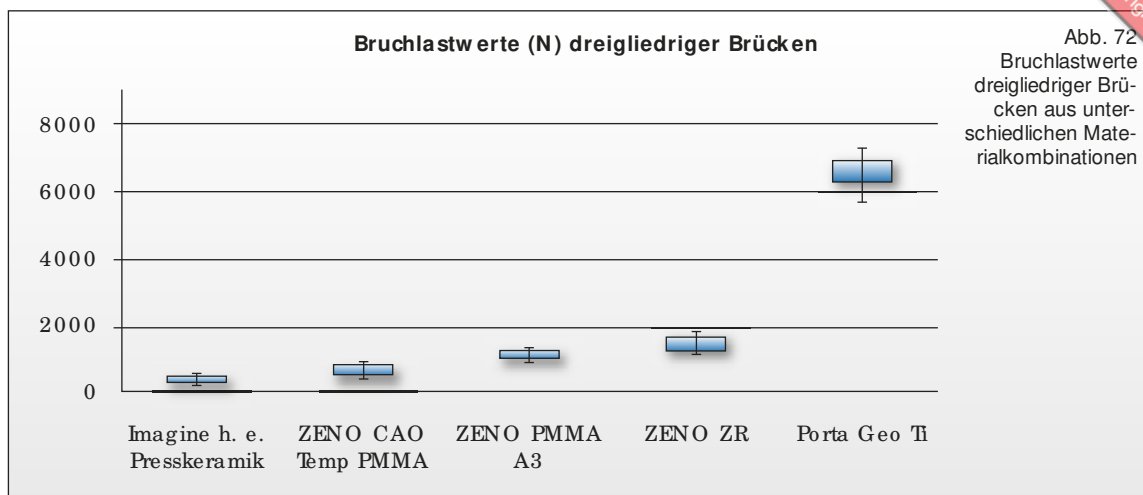
Die Bruchlastwerte der Glaskeramikbrücken dieser Studie bestätigen die von den Herstellern angegebene Kontraindikation dieses Werkstoffs in der Brückentechnik.

Die Bruchlastwerte der beiden Kunststoffe lagen in dieser Untersuchung über den durchschnittlichen Kaukräften im Molarenbereich. Somit lässt sich aufgrund der vorliegenden Ergebnisse die Aussage treffen, dass industriell polymerisierte CAD/CAM-Kunststoffe als Langzeitprovisorien für dreigliedrige Brücken eingesetzt werden können.

Bei den Goldgerüsten wurden in dieser Untersuchung die höchsten Werte gemessen. Nicht nur die sehr guten mechanischen Bruchlasten, sondern auch



Abb. 71a und b Die Glaskeramik-Krone in situ von frontal und palatinal



die klinischen Daten sprechen für die Zuverlässigkeit von Metall-Rekonstruktionen. Doch obwohl sich dieser Gerüstwerkstoff in den vergangenen 50 Jahren bewährt hat, weist diese Versorgungsform Schwachstellen auf, wie beispielsweise die eingeschränkte Biokompatibilität der Legierungen oder die begrenzten ästhetischen Möglichkeiten. Die Hochleistungskeramik Zirkoniumdioxid umgeht diese Schwachstellen. Zirkoniumdioxid ist allen anderen Keramiken bezüglich der Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit deutlich überlegen [13]. Bei näherer Betrachtung der ermittelten Resultate wurde diese Aussage bestätigt.

Ähnliche Tendenzen konnten der Studie von *Filser et al* entnommen werden [13]. Darin wurden alle keramischen Werkstoffe gegenüber gestellt. Die Werte der Festigkeit und Bruchzähigkeit zwischen Glaskeramik und Zirkoniumdioxid gingen sehr weit auseinander.

Eine weitere Studie beschäftigte sich mit der Bruchlast von verschiedenen Einzelkronen. Dort wurden die maximalen Bruchlastkräfte von Rekonstruktionen im *Voss*-Versuch geprüft. Dazu wurden pro Serie 15 Kronen hergestellt und getestet. Im Detail handelte es sich um Verblendmetallkeramikronen aus der hochgoldhaltigen Legierung (Degudent U, DeguDent) die mit der Verblendkeramik Vita VM13 (VITA Zahnfabrik) verblendet wurden, Zirkoniumdioxid-Kronen (ZENO ZR, Wieland Dental) verblendet mit der Verblendke-

ramik Triceram (Dentaurum) und Glaskeramik-Kronen aus der CAD/CAM-Glaskeramik IPS empress CAD (Ivoclar Vivadent) [2].

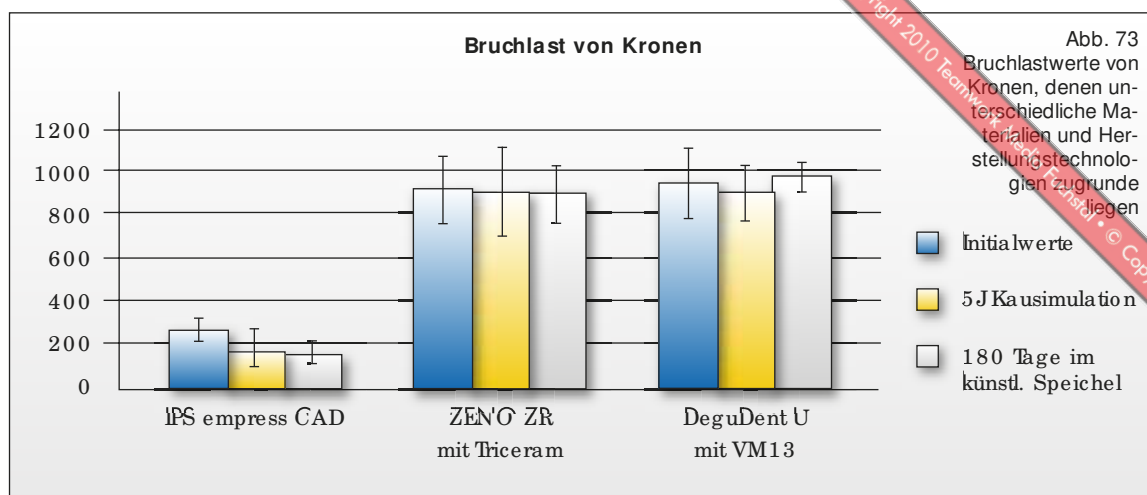
Als Stumpf wurde in dieser Studie ein Stahlmodell eines unteren 3ers mit einer Stufenpräparation verwendet. Das Zirkoniumdioxid-Gerüst wurde mit dem ZENO Tec System (Wieland Dental) konstruiert. Bei der Konstruktion wurde auf eine anatomische Gerüstgestaltung geachtet. Anschließend wurden die Daten an die Fräsmaschine (ZENO 4030 M1, Wieland Dental) gesendet und aus vorgesinterten Zirkoniumdioxid-Rohlingen ZENO ZR (Wieland Dental) 45 formkongruente Kronen herausgefräst. Die Gerüste wurden anschließend im Sinterofen ZENO Fire (Wieland Dental) auf Al_2O_3 -Perlen dichtgesintert.

Für die Metallgerüste wurde die ZrO_2 -Gerüstform mit Silikon dupliert und im Spritzgussverfahren formkongruente Wachsformen hergestellt. Die Wachsformen wurden mit phosphatgebundenen Einbettmassen eingebettet und im Schleuderguss-Verfahren gegossen.

Nach der Herstellung der formkongruenten Gold- und ZrO_2 -Gerüste wurden diese verblendet. Dazu wurde die geätzte ZrO_2 -Oberfläche nicht weiter mechanisch behandelt. Die Metallgerüste aus Degudent U wurden mit Al_2O_3 -Sand ($50\ \mu\text{m}$) sandgestrahlt. Damit die Verblendungen die gleiche Stärke und Form aufwiesen, wurde mithilfe einer Musterkrone eine Silikonschablone für die Verblendung angefertigt.

Vor dem Verblenden wurden die Gerüste im Ultraschallgerät in destilliertem Wasser gereinigt und anschließend getrocknet. Auf den Liner wurde bei den ZrO_2 -Gerüsten verzichtet. Mithilfe einer zuvor hergestellten Silikonschablone erfolgte die einheitliche Verblendung aller Gerüste. Dentinmasse wurde auf die Gerüste gebracht und die Kronen in einem zahntechnischen Keramikofen entsprechend den Vorschriften des jeweiligen Keramikherstellers gebrannt. Aufgrund der Schrumpfung der Verblendkeramik wurde jeweils ein zweiter Dentinbrand zur Formkorrektur und anschließend ein Glanzbrand durchgeführt. Auf Schneide- und Glasurmasse wurde verzichtet.

Die Herstellung der Glaskeramik-Kronen erfolgte mit dem inLab System (Sirona). Eine der verblendeten ZrO_2 -Kronen wurde hierfür mit ScanWax auf einer entsprechenden Trägerplatte des inLab-Systems befestigt und in die Schleifeinheit eingesetzt. Diese Krone wurde mit einem Punktlaserscanner in der Schleifeinheit sechsmal gescannt, wobei sich die Krone vor jedem Scan um 72° drehte, um die gesamte Außen- und Innenfläche erfassen zu können. Mit den erhaltenen Daten wurde über den Konstruktionsweg „Wax-up“ (inLab 3D, Software V3.03, Sirona) ein formidentisches Werkstück generiert und anschließend in der inLab Schleifeinheit formgeschliffen. Anschließend wurde bei allen Kronen ohne Vakuum ein Glasurbrand durchge-



führt. Schlussendlich hatten alle drei Werkstoffkombinationen eine kongruente Außenform.

Nach der Herstellung wurden die Kronen pro Werkstoffkombination in jeweils drei Gruppen aufgeteilt. Die jeweils erste Gruppe zu 15 Kronen wurde sofort nach der Herstellung auf Bruchlast geprüft (Initialbruchlast).

Die Gruppe 2 aller drei Rekonstruktionsarten wurde für sechs Monate im künstlichen Speichel bei 37 °C gelagert. Anschließend fand die Prüfung der Bruchlast dieser Kronen statt.

Die dritte Gruppe jedes Werkstoffs wurde im Kausimulator 1 200 000 Kauzyklen mit 50 N Kaukraft belastet (gealtert). Zusätzlich wurden die Proben parallel mit Thermolastwechseln (5/55 °C) gestresst. Als Antagonisten wurden plane Tetric Evo Ceram Proben verwendet. Laut klinischen Studien entspricht der Verschleiß der nach 240 000 bis 250 000 Kauzyklen produziert wird, dem Verschleiß nach einjährigem klinischen Einsatz [15-17]. Die künstliche Alterung dieses Versuchsaufbaus von 1 200 000 Kauzyklen entsprach demnach umgerechnet einer Tragedauer der Versorgung von fünf Jahren in situ.

Die zur Kausimulation hergestellten Kronen wurden mit Glasionomerzement (Ketac Cem, 3M ESPE) auf den Stahlstümpfen befestigt und in der Kausmaschine im 45°-Winkel fixiert. Auch diese Gruppen wurden nach der Kausalbelastung auf Bruchlast geprüft.

Dazu wurden die Prüfkörper auf einem Stahlstumpf – ebenfalls mit einem Glasionomerzement (Ketac Cem, 3M ESPE) – zementiert. Nach der Abbindezeit des Zements wurde die auf dem Prüfstumpf fixierte Krone in eine spezielle Halterung der Universalprüfmaschine (Zwick Z010, Zwick) eingespannt und bis zur Fraktur belastet. Zwischen dem Kraftaufnehmer und der Krone wurde eine 0,5 mm starke Zinnfolie gelegt, um zu vermeiden, dass die Kronen punktuell belastet werden. Die Vorschubgeschwindigkeit betrug 1 mm/min, die Kraft beim Bruch wurde registriert.

Alle drei Gruppen der Glaskeramik-Kronen erreichten signifikant niedrigere Werte als ZrO₂- und VMK-Kronen. Der Indikationsbereich für Glaskeramik, wie bereits in der vorherigen Studie bestätigt, liegt bei Einzelkronen. Brücken aus diesem Werkstoff sind kontraindiziert. Zirkoniumdioxid-Kronen verhalten sich bei Initialwerten und der künstlichen Alterung identisch zu den VMK-Kronen. Es wurden keine Unterschiede beobachtet (Abb. 73).

Die künstliche Alterung der Glaskeramik-Kronen führte nach der Kausimulation und nach der Speichellagerung zu einem signifikanten Werteabfall. Während der Kausimulation frakturierten einige Kronen. Zirkoniumdioxid- und VMK-Kronen wiesen nach der künstlichen Alterung keinen signifikanten Bruchlastabfall auf. Nach der Kausimulation konnten bei diesen Kronen keine Frakturen beobachtet werden.

Die Analyse der Bruchbilder fiel sehr unterschiedlich aus. Glaskeramik-Kronen brachen im Verlauf der oben beschriebenen Studie komplett durch. Bei VMK-Kronen befanden sich die Frakturen grundsätzlich in der Verblendkeramik. Bei Zirkoniumdioxid-Kronen platzte bei 70 % der Kronen zunächst ein Teil der Verblendkeramik ab. Schließlich erreichten die Risse den Gerüstwerkstoff wodurch dieser ebenfalls zerstört wurde. Bei den restlichen 30 % wurde die Fraktur nur in der Verblendkeramik beobachtet.

Somit wird zusammenfassend deutlich, dass die Glaskeramik das schwächste Material der drei Werkstoff-Varianten ist. VMK- und ZrO₂-Rekonstruktionen führen zu deutlich höheren Resultaten und somit auch klinisch gesehen zu einer längeren Überlebensdauer.

Ästhetische Wertung der drei Kronen-Arten

Obwohl die Farbe, Form und Textur der VMK-Krone hervorragend umgesetzt werden konnten, fehlt ihr im direkten Vergleich mit den beiden anderen Vollkeramik-Kronen aber vor allem zum jungfräulichen Nachbarzahn die optische Tiefe. Sie wirkt grünlich-gräulich und opak (vgl. Abb. 69a).

Bei der Zirkoniumdioxid-Krone muss ähnliches aufgeführt werden: durch das opake Weiß des Gerüsts strahlt der Kern vor allem im zentralen und zervikalen



Abb. 74
Nach Abwägung der
ästhetischen Fakto-
ren und Freigabe der
Indikation, setzte sich
die Glaskeramik-Kro-
ne an die Spitze

Abb. 75 und 76
Die zementierte
Glaskeramik-Krone
direkt nach dem
einsetzen ...



Abb. 77
... und zwei Wochen
nach der definitiven
Befestigung im Rah-
men der Nachkon-
trolle

Bereich gelblich-weiß, während die Rand-
leisten und die Inzisalkante eher zu stark
verglasen und damit gräulich schim-
mern, da hier das Dunkel der Mund-
höhle aufgenommen wird. Die Restau-
ration wirkt „tot“ (vgl. Abb. 70a).

Die Glaskeramik-Krone, die die opti-
sche Tiefe des Zahns durch die biomi-
metische Transluzenz des Gerüstmate-
rials bewahren kann, erschwert die Un-

terscheidung zwischen überkrontem
Stumpf und unberührtem Nachbar-
zahn auch für das Fachpersonal (vgl.
Abb. 71a).

Die beschriebenen Abweichungen vom
Original werden aus den Palatinalan-
sichten noch besser nachvollziehbar, da
dort die Verblendkeramikschrift dün-
ner ist (vgl. Abb. 69b bis 71b). Infol-
gedessen sind die Beteiligten zu dem

Schluss gekommen, dass Glaskeramik
in diesem spezifischen Patientenfall aus
ästhetischer Sicht das Material der Wahl
ist. Die hervorragende Transluzenz und
der optimale Lichtbrechungsindex er-
lauben es der Glaskeramik-Rekonstruk-
tion, sich perfekt in die Zahnreihe ein-
zugliedern. Die VMK- und Zirkonium-
dioxid-Krone halten eindeutig höheren
Kräften stand und weisen klinisch gese-

Produktliste

Produkt	Name	Hersteller/Vertrieb
Allgemein		
Abformmaterial, zweiphasig - niedrigviskös - hochviskös Anmischgerät Artikulator, mittelwertig	Permadyne Penta L Permadyne Penta H PentaMix Hanau Modular Articulator System	3M ESPE 3M ESPE 3M ESPE WhipMix
Befestigungsmaterial - dualhärtend - provisorischer Zement Desensibilisierung, Zahnstumpf Desinfektion, Abformung Flusssäure, 9,5 %	Variolink II Freegenol GLUMA Desensitizer Telio CS Desensitizer Impresept Ultradent Pocelain Etch	Ivoclar Vivadent GC Europe Heraeus Ivoclar Vivadent 3M ESPE Ultradent
Gips - Meistermodell, Kl. IV - Modellmontage Isolierung - Gips gegen Gips - Wachs gegen Gips Keramikofen Komposit - Direktprovisorium - Verbund, ungefüllt Modellkunststoff, Polyurethan Pinbohrgerät	Fujirock EP Artifix Isopor Neosep Austromat D4 Protemp 3 Garant Heliobond Polyurock Pinbohrgerät G1 Concept Chromaspacer Ultradent Silane FIT CHECKER	GC Europe Amann Girsbach Benzer Dental Benzer Dental Dekema/Austromat 3M ESPE Ivoclar Vivadent Metalor Dental Schick Dentalgeräte
Platzhalterlack Silan Silikon, Passgenauigkeitsprüfung		Benzer Dental Ultradent GC Europe
VMK-Krone		
Einbettmasse, phosphat- gebunden, graphitfrei EM-Legierung Schleuder-Guss-Anlage Verblendkeramik	Siladent Premium Esteticor Special Multicast compact GC Initial MC	Siladent Cendres+Métaux Dentaurnum GC Europe
Zirkoniumdioxid-Krone		
Scanner Software Verblendkeramik Zirkoniumdioxid-Produkt	es1 Etkon 5.0 GC Initial ZR zerion	Straumann Straumann GC Europe Straumann
Glas-/Presskeramik-Krone		
Einbettmasse, phosphatgebunden Presskeramik Pressofen Verblendkeramik	GC Multi PressVest GC Initial PC EP 600 GC Initial LF	GC Europe GC Europe Ivoclar Vivadent GC Europe

hen bessere Überlebenswahrscheinlichkeiten auf, weshalb diese Parameter im Vergleich mit der Glaskeramik-Krone berücksichtigt werden mussten.

Zu berücksichtigen sind neben der Farbe und der Position des zu überkronenden Stumpfs (Front- beziehungsweise Seitenzahnbereich) letztendlich auch

die Tatsache, ob es sich um eine Einzelzahn- oder mehrgliedrige Rekonstruktion handelt. Selbstverständlich sollten bei der Materialwahl auch allgemeinmedizinische Gründe nicht außer Acht gelassen werden. Dies sind unter anderem Allergien oder Überempfindlichkeiten. Keramiken zählen zu den hoch-

biokompatiblen Materialien und sollten in derartigen Fällen vorgezogen werden. Da es sich hier aber um einen Frontzahn handelte und beim Patienten kein Bruxismus nachgewiesen wurde, konnte man sich für die Glaskeramik-Krone entscheiden. Für den Patienten stand die Ästhetik an erster Stelle.

Befestigung

Die Glaskeramik-Krone wurde vor dem Befestigen 60 Sekunden mit 9,5 % Flusssäure geätzt und anschließend gut mit Wasser gereinigt. Die Präzipitate wurden im Ultraschallbad in Medizinalkohol entfernt. Nach dem Trocknen wurde die Keramik während einer Minute silanisiert. Die Silanisierungs-Flüssigkeit wurde verblasen, anschließend ein ungefülltes Komposit eingestrichen, ebenfalls verblasen und die Krone lichtgeschützt zwischengelagert.

Die Gingiva wurde mit einem intrasulculären Faden retrahiert. Der präparierte Stumpf wurde gereinigt und mit ungefülltem Komposit, das nicht polymerisiert wurde vorbehandelt.

Als Befestigungsmaterial kam ein dualhärtendes, transparentes Befestigungskomposit in hoher Viskosität zur Anwendung. Der ausfließende Zement wurde mit Schaumstoffpellets und Zahnseide entfernt. Im Anschluss an die Polymerisation wurde der Faden vorsichtig aus dem Sulkus entfernt, die Überschüsse mit Scalern und rotierenden sowie oszillierenden Instrumenten entfernt.

Fazit

Es kann festgehalten werden, dass die adäquate Gerüstmaterialwahl Patienten- und Situationsabhängig und von grundlegender Bedeutung ist. Wie das Fallbeispiel und die oben vorgestellten Studien zeigen, gibt es bis zum jetzigen Zeitpunkt noch kein Universalmaterial, das in allen Situationen eingesetzt werden kann. Somit ist die restaurative Zahnheilkunde immer noch auf unterschiedliche Materialien und deren spezifische Eigenschaften angewiesen.

Für diesen Patienten konnte mit der Glaskeramik-Krone ein ideales Gerüstmaterial gefunden werden: Der leicht verfärbte natürliche Zahnstumpf konnte mit dem

Gerüstmaterial zufrieden stellend abgedeckt und aufgeheilt werden, ohne die Transluzenz zu unterbrechen. Dadurch erhielt der rekonstruierte Zahn eine perfekte und natürlich aussehende optische Tiefe (Abb. 74 bis 77). Die auftretenden maximalen Kaukräfte sind im Frontzahn-

bereich geringer als im Seitenzahnbereich. Zudem handelte es sich bei dieser Rekonstruktion um eine Einzelkrone und keine Brücke. Aus diesen Gründen sprach auch aus materialkundlicher Sicht nichts gegen die Indikation der Glaskeramik-Krone. Ohne Zweifel wä-

ren in Bezug auf die Stabilität und Lebensdauer die Materialien Zirkoniumdioxid- und VMK-Krone vorzuziehen. Denn diese weisen eine eindeutig höhere klinische Überlebenswahrscheinlichkeit auf. Dieses Plus geht jedoch zu Lasten der Ästhetik. ■

Zu den Personen

Dipl. Ing. Bogna Stawarczyk, MSc, schloss 2002 ihre Ausbildung zur Zahntechnikerin in Menden im Labor Emmel & Gierse ab. Von 2002 bis 2006 absolvierte sie den Studiengang Dentaltechnologie an der Fachhochschule Osnabrück. Direkt im Anschluss besuchte sie bis 2008 das postgraduelle Studium Master of Science Dental Technik an der Donauuniversität Krems. An der Universität Zürich am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde ist sie seit Februar 2006 als wissenschaftliche Mitarbeiterin in der Materialforschung der Abteilung Materialkunde der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und Materialkunde tätig. Von 2008 bis 2009 war sie ad interim die Leiterin der Materialforschung in dieser Klinik. Ihre Forschungsschwerpunkte sind CAD/CAM-Technologien, Provisorien, Vollkeramik und Befestigungsmaterialien. Zusätzlich seit 2009 ist Bogna Stawarczyk an der Höheren Fachschule für Zahntechnik in der Schweiz als Dozentin der Metallurgie tätig und seit 2010 an der Akademie für Österreichs Zahntechnik als Dozentin in der Werkstoffkunde.

Dr. Christian Ramel studierte von 1994 bis 1999 Zahnmedizin an der Universität Zürich. Von 2000 bis 2001 war er als Assistent in einer Privatpraxis in Oerlikon, Zürich, tätig. 2002 folgten drei Jahre als Postgraduate Assistent in der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde, Universität Zürich, unter Direktor Prof. Dr. Christoph Hämmerle. Seit 2005 ist er Oberassistent an derselben Klinik. Christian Ramel war hauptsächlich in der Studentenausbildung (langjähriger Leiter des synoptischen Kurses in festsitzender rekonstruktiver Zahnmedizin des letzten klinischen Studienjahrs) und in der PG-Assistentenweiterbildung tätig. Seine eigene klinische Tätigkeit umfasst hauptsächlich die Rehabilitation von komplexen Sanierungspatienten inklusive Implantologie und ästhetische Zahnmedizin. Seit Anfang 2010 arbeitet er als niedergelassener Zahnarzt in eigener Praxis in Zürich und ist weiterhin in Teilzeit an der Klinik beschäftigt.

Belinda Sapina absolvierte ihre Ausbildung zur Zahntechnikerin von 1998 bis 2003 in Rothenthurm im Labor Baur und blieb dort nach der Ausbildung als Allrounderin beschäftigt. Ihre Schwerpunkte waren die Teil- und Totalprothetik, Kieferorthopädie sowie vollkeramische und VMK-Rekonstruktionen. 2004 wechselte sie zu „Designtechnik Meyer“ in Brunnen, Schweiz. Dort standen die Arbeit und der Austausch zwischen Zahntechniker und Zahnarzt sowie Patient im Vordergrund, was ihr Wissen und ihr Können stark prägte. An der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde ist sie seit August 2008 tätig und stellt festsitzenden Zahnersatz her, mit dem Schwerpunkt Kronen und Brücken. Sie unterstützt zahlreiche klinische und materialkundliche Studien mit ihrem zahntechnischen Wissen und Können.

Prof. Dr. Christoph Hämmerle absolvierte von 1977 bis 1982 sein Studium der Zahnmedizin an der Universität Bern. Von 1986 bis 1988 folgte die Spezialistenweiterbildung in Parodontologie und festsitzender Prothetik an der Universität Bern. Von 1988 bis 1989 war er Assistant Professor der University of California at San Francisco, USA. 1989 trat er an der Klinik für Parodontologie und Brückenprothetik, Universität Bern, für neun Jahre die Stelle als Oberassistent an. 1990 folgte der Spezialist SSO für Parodontologie. Von 1997 bis 2000 war Dr. Hämmerle als Privatdozent für Parodontologie und Brückenprothetik an der Universität Bern tätig. 1998 nahm er ein einjähriges wissenschaftliches Urlaubssemester am Department of Physiology, University of Sydney. Seit 2000 ist Hämmerle Spezialist SSO für zahnärztliche Prothetik und Direktor der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde der Universität Zürich. 2006 folgte ein einjähriges Mandat als Visiting Professor, Department of Reconstructive Dentistry, University of Queensland, Brisbane. Prof. Christoph Hämmerle befasst sich wissenschaftlich und klinisch mit festsitzenden Rekonstruktionen auf Zähnen und Implantaten. Die Entwicklung und Evaluation vollkeramischer Rekonstruktionen stellen dabei einen Schwerpunkt des Teams dar. Die biologischen Abläufe bei der Regeneration von Knochen und Weichgewebe um zahnärztliche Implantate gehören ebenfalls zu den Forschungsinteressen. Schließlich erforscht die Gruppe die Langzeiterfolge unterschiedlicher Konzepte festsitzender Rekonstruktionen.

Kontaktadresse

Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich
Plattenstrasse 11 • CH-8032 Zürich • bogna.stawarczyk@zsmk.uzh.ch

